

Trabajo Fin de Grado

Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica

Acondicionamiento, montaje y optimización de modelo de prótesis de mano actuada

Autor: Carlos Álvarez Ruiz

Tutores: Juana María Mayo Núñez y Joaquín Ojeda Granja

Dpto. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica

Acondicionamiento, montaje y optimización de modelo de prótesis de mano actuada

Autor:
Carlos Álvarez Ruiz

Tutor:
Juana María Mayo Núñez y Joaquín Ojeda Granja
Catedrática de Universidad y Profesor Titular de Universidad

Dpto. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021

Trabajo Fin de Grado: Acondicionamiento, montaje y optimización de modelo de prótesis de mano actuada

Autor: Carlos Álvarez Ruiz

Tutor: Juana María Mayo Núñez y Joaquín Ojeda Granja

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

El Secretario del Tribunal

Sevilla, 2021

Agradecimientos

Me gustaría agradecer la labor de todos los profesores y profesoras que he tenido a lo largo de mi vida. Gracias a ellos estoy aquí.

También quiero agradecer el apoyo incondicional de mi padre, mi madre y mi hermano, que siempre me han ayudado en todo y me han dado una visión de la vida que siempre llevaré conmigo. Agradecer también a todos mis amigos, cuyo apoyo ha sido esencial también, especialmente a Andrés, que ha sido todo un compañero y amigo tanto en la Escuela como fuera de ella. A vosotros, no son suficientes todas las palabras buenas que os pueda decir.

Por último, quiero agradecer a Juana María Mayo Núñez y Joaquín Ojeda Granja, mis tutores, por ayudarme a llevar a cabo este proyecto, proporcionarme sus conocimientos y los medios de los que disponían y por siempre haberme tratado estupendamente. Gracias a docentes así la enseñanza ilusiona a nuevos estudiantes.

Carlos Álvarez Ruiz

Sevilla, 2021

Resumen

Este proyecto versa sobre la construcción de una prótesis de mano funcional a partir del diseño realizado por Alicia Martínez-Pais González en su Trabajo de Fin de Máster “Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana”. Primero se hará un breve recorrido de la historia de estas, sentando las bases para poder entender mejor todo lo que vendrá después.

De cara a tener una visión amplia de con lo que vamos a trabajar, se analiza el modelo mecánico de una mano humana, y a continuación se explican los fundamentos de la impresión 3D, describiendo las impresoras utilizadas y los materiales y configuraciones empleados. La prótesis será impresa usando ácido poliláctico para las partes rígidas y Filaflex para las elásticas.

Posteriormente se evalúa el modelo de prótesis dado, yendo grupo por grupo de piezas. Tras la primera impresión se decidió hacer modificaciones para optimizar el funcionamiento de esta, cambiando las falanges para que fueran más robustas y girasen mejor entre ellas, variando las uniones entre los dedos y la palma para dotar de mayor recorrido a los dedos y por último añadiendo elementos al interior de la palma y el antebrazo que propiciasen que los componentes necesarios para el accionamiento pudiesen estar alojados de manera correcta.

A continuación, se habla sobre estos componentes. Necesitaremos una batería y un regulador de tensión para la alimentación del proyecto, un procesador anexo a una placa que pueda correr el código y dar órdenes a los actuadores y servomotores que muevan los dedos mediante hilos de Nylon. Además, se integra junto con el proyecto de Andrés Martínez Silva, “Fundamentos de diseño e interfaz de control FMG de una prótesis de mano basada en la generación de agarres”, de tal manera que usando su sistema de detección de agarres empleando sensores de fuerza en un brazo humano se pueda mover la prótesis.

Finalmente, se muestra el presupuesto del trabajo. Se sacan las conclusiones pertinentes del proyecto de manera global y se describen cuáles serían las líneas de actuación para este proyecto en el futuro, añadiendo mejoras que harán la prótesis un mejor producto final como incorporar realimentación de la fuerza con la que se está ejerciendo el agarre gracias a sensores de presión o protegiendo la batería con las adiciones correctas.

Abstract

This project is about the assembly of a functional hand prosthesis from the design made by Alicia Martínez-Pais González for her Master's End Project "Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana". Firstly, a brief travel through the history of prosthesis will be made, laying the foundation for what will come later.

In order to have a broad vision of what we are going to work with, the mechanical model of a human hand is analyzed, to go on with the explanation of the fundamentals of 3D printing, describing the used printers and the materials and configurations utilized. The prosthesis will be printed with polylactic acid for its rigid parts and Filaflex for the elastic ones.

Subsequently the prosthesis model given is evaluated, group of pieces by group of pieces. After the initial printing the decision of making modifications to optimize the functioning of the prosthesis was made, changing the phalanges making them more robust, varying the unions between the fingers and the palm to gift the fingers a longer travel and lastly adding inside the palm and forearm the needed elements that provide the driving components the security to be correctly accomodated.

The required components to actuate the prosthesis are enumerated next. A battery and a voltage regulator will be needed to provide the power supply, a processor inserted in a board which can run the code and give instructions to the actuators, and servomotors which move the fingers using nylon thread. Additionally, the work is integrated with Andres Martínez Silva's project, "Fundamentos de diseño e interfaz de control FMG de una prótesis de mano basada en la generación de agarres", using his grip detection system based on force sensors displaced on an human arm to move the prosthesis.

Finally, the budget of the project is shown. Pertinent global conclusions are drawn and the future work for this design is detailed, adding improvements that will make the prosthesis a better final product, like incorporating feedback of the force that the grip is making thanks to force sensors or protecting the battery with the correct adittions.

<i>Agradecimientos</i>	ix
<i>Resumen</i>	xi
<i>Abstract</i>	xiii
<i>Índice</i>	xiv
<i>Índice de Tablas</i>	xvi
<i>Índice de Figuras</i>	xviii
1 Introducción	1
1.1. Motivación personal	1
1.2. Motivación social	2
1.3. Objetivo	2
1.4. Historia de las prótesis	3
1.5. Estado del arte	6
2 Modelo de la prótesis	9
2.1. Modelo de una mano humana	9
2.2. Impresión: fundamentos y material usado	12
2.2.1 Impresión de la prótesis	12
2.2.2 Impresora Ultimaker 3 Extended	14
2.2.3 Impresora Creality Ender-3 Pro	15
2.2.4 Filamento empleado	16
2.3. Impresión de las piezas	19
2.3.1 Dedos	20
2.3.2 Palma, dorso y antebrazo	20
2.3.3 Zonas flexibles	21
3 Evaluación de la prótesis	22
3.1. Análisis de los dedos	22
3.2. Análisis de la palma, dorso y antebrazo	24
3.3. Recopilatorio de todas las soluciones planteadas	30

4 Accionamiento de la prótesis	36
4.1. Placa ESP32	36
4.2. Servomotores Parallax	37
4.3. Cables de accionamiento	38
4.4. Batería LiPo	39
4.5. Regulador de tensión	39
4.6. Programación	40
4.7. Diseño interior de la palma	40
5. Resultado final	43
5.1. Prótesis montada	43
5.2. Capacidad de la prótesis	46
6 Adquisición de señales	47
6.1. Sensor electromiográfico	47
6.2. Sensor de fuerza resistivo	49
6.3. Integración de sensores de fuerza al sistema	50
7 Presupuesto del proyecto	53
8 Conclusiones	56
9 Futuras líneas de trabajo	57
<i>Referencias</i>	60
<i>Índice de códigos</i>	62
<i>Apéndice A: Códigos</i>	64

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: propiedades del PEEK	16
Tabla 2: propiedades del PLA	18
Tabla 3: propiedades del Filaflex	19
Tabla 4: perfil de impresión de los dedos	20
Tabla 5: perfil de impresión de palma, dorso y antebrazo	20
Tabla 6: perfil de impresión de las zonas flexibles	21
Tabla 7: problemas encontrados en el diseño original	30
Tabla 8: rango de movimientos de los dedos	46
Tabla 9: presupuesto de la impresión con PLA	53
Tabla 10: presupuesto de la impresión con Filaflex	54
Tabla 11: presupuesto de los componentes	55

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: tipos de amputaciones más comunes	2
Figura 2: prótesis de madera egipcia	3
Figura 3: prótesis de hierro de las guerras púnicas	4
Figura 4: diseño de Ambroise Paré	4
Figura 5: prótesis de pierna de Anglesey	5
Figura 6: prótesis de pierna de Desoutter	5
Figura 7: mano I-Limb	6
Figura 8: prótesis CYBERHAND	7
Figura 9: prótesis HERO ARM de Open Bionics	7
Figura 10: detalle del mecanismo del dedo	9
Figura 11: clasificación de los huesos de la mano	10
Figura 12: origen de los músculos de los dedos	10
Figura 13: modelo de 25 GDL de una mano humana	11
Figura 14: representación del modelo de un dedo	11
Figura 15: impresión por terminar donde se aprecia el proceso por capas	12
Figura 16: captura de Cura donde se aprecia el G-code de inicio y de finalización	13
Figura 17: partes de una impresora 3-D	13
Figura 18: impresora Ultimaker 3 Extended	14
Figura 19: resultado en la impresión de una mala adhesión a la cama (warping)	15
Figura 20: impresora Ender-3 Pro	16
Figura 21: bobina de PEEK	17
Figura 22: impresora industrial	17
Figura 23: bobina de PLA	18
Figura 24: bobina de Filaflex	19
Figura 25: detalle de los dedos	22
Figura 26: detalle de las uniones	22
Figura 27: dorso modificado	23
Figura 28: muñeca del dorso modificado	24
Figura 29: muñeca del antebrazo modificado	24
Figura 30: dorso y palma modificada	25
Figura 31: detalle de la palma modificada	26
Figura 32: antebrazo modificado	26
Figura 33: vista frontal de la prótesis	27
Figura 34: vista posterior de la prótesis	28

Figura 35: adición de los enganches	31
Figura 36: se muestra la falta de superficie para colocar las yemas	32
Figura 37: se aprecia la curvatura en el dedo corazón	32
Figura 38: recorte de la palma para que se pueda flexionar más el dedo	33
Figura 39: recorte de saliente en la falange proximal	33
Figura 41: hendidura en la falange para que no choque con el eje	34
Figura 42: dorso y palma no encajan	34
Figura 43: mecanismo de la muñeca del que se puede prescindir	35
Figura 44: distintas medidas de los ejes	35
Figura 45: medidas de ejes unificadas	35
Figura 46: placa ESP32	36
Figura 47: interior de un servomotor	37
Figura 48: servomotor Parallax	37
Figura 49: batería LiPo	38
Figura 50: bolsa de seguridad para baterías LiPo	39
Figura 51: esquema del regulador de tensión	40
Figura 52: pieza añadida al interior de la palma	41
Figura 53: vista inferior de la pieza	42
Figura 54: vista superior de la pieza	42
Figura 55: prótesis de brazo	43
Figura 56: agarre con el pulgar e índice	44
Figura 57: agarre con todos los dedos	44
Figura 58: batería y regulador de tensión	45
Figura 59: conexionado para la placa	45
Figura 60: sensor electromiográfico	47
Figura 61: aliasing al tomar muestras de una señal	48
Figura 62: esquema del sensor EMG Click	49
Figura 63: sensor EMG Click	49
Figura 64: relación fuerza/resistencia	50
Figura 65: esquema del sensor de fuerza	50
Figura 66: pulsera con sensores de fuerza conectados	51
Figura 67: salida de los 3 sensores tras contracciones	51
Figura 68: medidor de voltaje para baterías LiPo	57
Figura 69: sensores de presión para aplicaciones en prótesis de mano	58

Sen	Función seno
Cos	Función coseno
GDL	Grado/s de libertad
3D	3 dimensiones
PEEK	Polieteretercetona
PLA	Ácido poliláctico
STL	Stereo lithography
CAD	Diseño asistido por ordenador
IDE	Entorno de desarrollo integrado
LiPo	Litio-ion polímero
EMG	Electromiografía
NPN	Negativo-positivo-negativo

1 INTRODUCCIÓN

El placer más noble es el júbilo de aprender.

- Leonardo da Vinci-

El ser humano siempre ha intentado cubrir mediante el uso de herramientas necesidades y caprichos. Por supuesto, estas herramientas, ya sean más básicas o más complejas, se han usado tanto para fines cuestionables (como la guerra, que tanta inversión destina actualmente e históricamente a la ingeniería) como para solucionar problemas sociales y ayudar a que el ser humano promedio pueda disfrutar de una calidad de vida superior a la que hubiera tenido sin la aplicación de la ingeniería.

Es aquí donde entra la ingeniería biónica, la cual estudia a los seres vivos para posteriormente aplicar su funcionamiento a creaciones útiles[1]. Uno de sus propósitos es el de mejorar la vida de aquellos humanos cuyo cuerpo necesita de ayuda adicional para funcionar de manera correcta, ya sea por algún órgano que no cumple su cometido adecuadamente o por la ausencia directamente de algún elemento del cuerpo.

Las prótesis para sustituir a una extremidad permiten mejorar las funcionalidades de las personas que las portan, y por eso es un importante objeto de estudio dentro de la biónica.

1.1 Motivación personal

Durante toda la carrera he intentado encontrar propósito a mis estudios. Difícilmente me veía aplicando mis conocimientos de robótica al entorno industrial (pese a que el grado está enfocado a este), y muchas veces esto generó un debate interno dentro de mí acerca de hacia dónde quería enfocar mi esfuerzo una vez que terminara mis estudios.

Lo único que tenía claro es que quería mejorar la calidad de vida de aquella persona de a pie que quizás no puede permitirse ciertos “lujos” debido a su nivel económico, y que por desgracia sabemos que esto ocurre en todos núcleos de población ya que la crisis cada vez afecta a más familias, empeorada de forma considerable por la crisis socio-sanitaria de la COVID-19 (la cuál, para qué mentarnos, ha ocasionado también daños económicos).

El verdadero problema es que, cuando he usado la palabra lujos es fácil suponer que no me estoy refiriendo a caprichos de esta familia obrera, sino a desembolsos de dinero que mejorarían su vida enormemente, pero que no hacen por lo que conllevaría esa ausencia de dinero en una vida de sueldo mensual en sueldo mensual. Por eso, soy un ferviente defensor de que la ingeniería debería estar al servicio del pueblo, y una manera de ofrecer esto es acercando a las personas menos favorecidas prótesis de miembros que sean funcionales, resistentes y económicas.

Debido a todo esto, mi primer acercamiento al problema es realizando mi trabajo de fin de grado sobre la impresión y accionamiento de una prótesis de mano.

1.2 Motivación social

Por mucho que haya comentado mi razón de trabajar en este proyecto, no lo llevaría a cabo si no hubiese una necesidad real para ello en la sociedad. Las amputaciones pueden llegar a ser algo muy común incluso en la actualidad, especialmente en países con menor riqueza e infraestructura sanitaria. Las enfermedades que cada persona pueda acarrear condicionan notablemente esto también. Por ejemplo, sabemos por estudios que los pacientes con diabetes tienen diez veces más tendencia a sufrir una amputación mayor (cercana a una articulación mayor) que las personas no diabéticas, teniendo una incidencia de 3.69 por cada 1000 pacientes, frente a la incidencia de 0.39 por cada 1000 de los no diabéticos. [2]

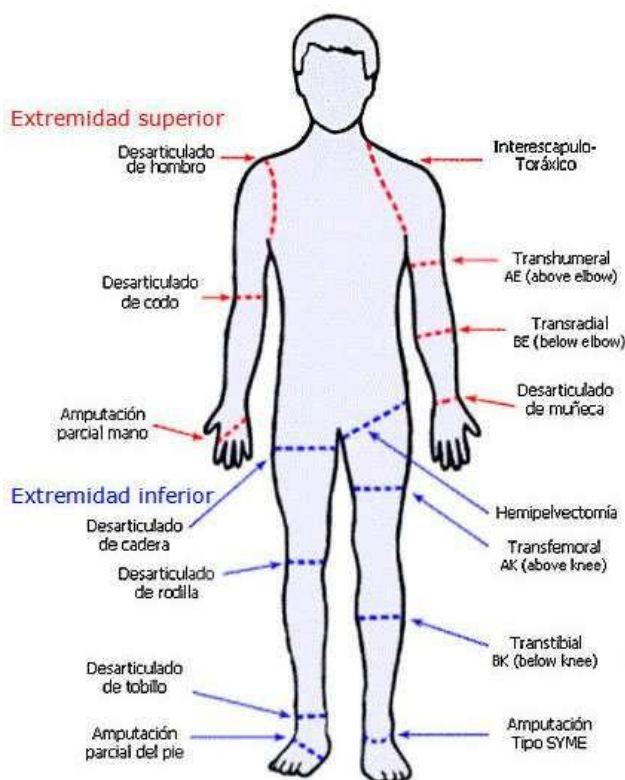


Figura 1: tipos de amputaciones más comunes [3]

Los efectos de sufrir una amputación van más allá de lo meramente físico. Los resultados de grupos de estudio revelan que las amputaciones llevan asociadas una carga mental en las personas que pasan a través del proceso de amputación, presentándose como depresión y ansiedad, apareciendo con porcentajes del 20% y del 37% respectivamente[4]. Es por eso que es importante dar cuidados a las personas amputadas, y esto pasa por proporcionarles la mejor calidad de vida a la que puedan aspirar. Las prótesis agregan una serie de recursos a sus portadores que permiten superar las limitaciones físicas de su condición y paliar la percepción psicológica que tienen de estas limitaciones.

1.3 Objetivo

El propósito de este trabajo de fin de grado es aprender acerca del profundo mundo de las prótesis, y aplicar mis conocimientos adquiridos durante estos 5 años de estudios grados en conseguir una prótesis física funcional.

La prótesis será de una mano, y se usará el diseño realizado por Alicia Martínez-Pais González para su trabajo

de fin de máster[5], hecho en el propio Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación y tutorizado por Don Jaime Domínguez Abascal. Se trata de un modelo de mano izquierda.

Esta prótesis será impresa en 3 dimensiones mediante una impresora, posteriormente ensamblada y por último incluida la electrónica necesaria para permitir su movimiento. Debido a que la prótesis fue diseñada y no impresa, cuando la intentamos imprimir nos encontramos algunos aspectos que había que mejorar para un funcionamiento óptimo. En este trabajo se explicará el proceso de rediseño que se seguirá para llegar a la prótesis final. Esto se coordinará con el trabajo de fin de grado de Andrés Martínez Silva[6], que aporta la identificación de los movimientos realizados por los músculos del brazo al intentar mover la mano, para integrarse y tener una solución final más amplia.

1.4 Historia de las prótesis

Aunque pueda que sonara a primera instancia como algo muy contemporáneo, debido a las estéticas tan futuristas y/o naturales que tienen las prótesis actuales, es algo que lleva acompañando a la humanidad desde hace mucho tiempo.

La pérdida de miembros debido a infecciones o accidentes ha ocasionado que las personas hayan tenido que ingeniárselas para poder suplir estas carencias. La primera civilización de la que se tiene constancia que empleara prótesis es la egipcia, como deja ver el descubrimiento de una prótesis de dedo del pie en una momia de Egipto. Está hecha con una mezcla de lino, pegamento animal y yeso.[7] Sin embargo, se cree que la mayoría de prótesis que creaban los egipcios era para verse completos, usando fibras para fabricarlas, ya que carecían de una funcionalidad evidente.



Figura 2: prótesis de madera egipcia

Hay evidencia escrita de que durante la Segunda Guerra Púnica (218 a. C. – 201 a.C.) se acopló una mano de hierro a un general romano que había perdido su brazo derecho, permitiéndole volver a coger un escudo y devolviéndole así al campo de batalla.



Figura 3: prótesis de hierro de las guerras púnicas

Durante la Edad Media y antes de esta no hubo muchos avances en el arte de las prótesis. La mayoría de estas eran bastante rudimentarias y consistían en extremidades de madera o hierro que permitían al portador apoyarse o sostener objetos.

En el Renacimiento es donde las prótesis mejoran gracias a todo el impulso que ocurrió en múltiples disciplinas como la medicina, las matemáticas y el arte. Se fabricó una prótesis de mano para un mercenario alemán que podía ser colocada en una posición u otra con la ayuda de la mano natural y que incluía resortes y correas para ayudar con el posicionamiento.

Sin embargo, Ambroise Paré, cirujano y barbero francés, introdujo nuevas técnicas de amputación y creó prótesis de brazo y pierna que permitían movilidad, flexión de extremidades, bloqueo de posición y otras características que se usan actualmente en las prótesis modernas.



Figura 4: diseño de Ambroise Paré

En 1800 James Potts creó una pierna de madera que estaba formada por la pieza donde se encajaba el muslo, una articulación de rodilla funcional y un pie que también se podía desplazar debido al uso de cuerdas como tendones. Esta pierna fue usada por el marqués de Anglesey tras perder la pierna en Waterloo y se le conoce como el apellido del portador.



Figura 5: prótesis de pierna de Anglesey

Hasta 1912 no cambiaron los materiales de los que se componían las prótesis con la introducción de materiales modernos, como pasó con la pierna de aluminio de Marcel Desoutter, aviador inglés.

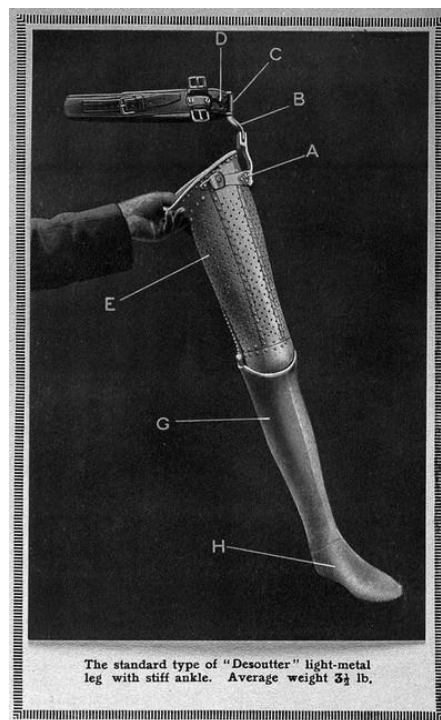


Figura 6: prótesis de pierna de Desoutter

Tras las dos Guerras Mundiales y con la cantidad de veteranos de guerra que tenían extremidades amputadas, Estados Unidos financió a compañías de ingeniería militar para que avanzaran en las prótesis y esto ocasionó

que evolucionaran bastante.[8]

Las prótesis de los últimos años suelen estar compuestas de materiales plásticos, incorporan electrónica y actuadores para dotarlas de movimiento e incluso las más avanzadas pueden conectarse al sistema nervioso para que el usuario pueda sentir el agarre que la prótesis está ejerciendo.[9] Sin embargo, en los países del Tercer Mundo, donde las enfermedades y los accidentes laborales son mucho más frecuentes, se siguen utilizando prótesis más modestas y básicas.

1.5 Estado del arte

Para poder entender cómo se encuentra esta disciplina en la actualidad, hay que distinguir primero entre los distintos tipos de prótesis existentes.

Las prótesis estéticas tienen como único objetivo completar la extremidad pero no tiene funcionalidad. Los avances en estas prótesis son los que hayan incorporado las disciplinas de materiales y diseño. Estas prótesis no serán objeto de nuestro estudio.

Las prótesis mecánicas son un conjunto de piezas que pueden desplazarse entre ellas facilitando el movimiento del todo.

Las prótesis eléctricas usan motores, controladores y electrónica para mover sus articulaciones.

Las prótesis neumáticas emplean fluidos para los movimientos.

Las prótesis mioeléctricas incorporan electrodos que detectan el movimiento de los músculos del brazo para posteriormente traducir estas órdenes en el movimiento consecuente de la prótesis. Estas son las más extendidas y el tipo de prótesis sobre el que versa el proyecto.

Ha habido varias prótesis que han conseguido avances, como las que se mencionarán a continuación.

La mano I-Limb fue la primera prótesis de mano que se comercializó. Recoge la señal de los músculos y la convierte en el movimiento de sus dedos.

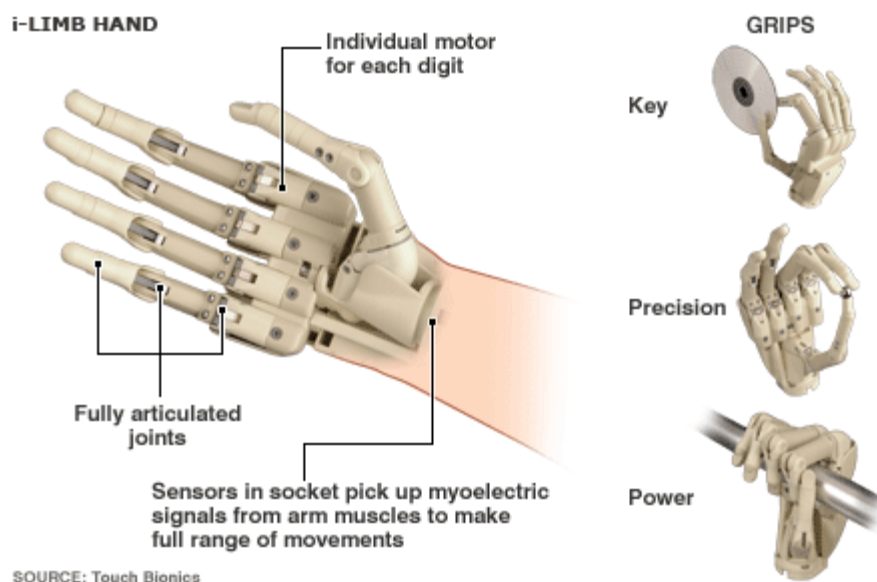


Figura 7: mano I-Limb

La mano CYBERHAND se conecta al sistema nervioso del usuario para permitir la comunicación, haciendo que este pueda sentir los objetos que las manos agarran.



Figura 8: prótesis CYBERHAND

El HERO ARM de Open Bionics es un brazo impreso en 3D que incluye todas las funcionalidades de una prótesis mioeléctrica. Debido a sus materiales de fabricación se hacen personalizados para cada usuario y pese a ello son muy asequibles.



Figura 9: prótesis HERO ARM de Open Bionics

Con estas prótesis podemos apreciar que el objetivo es parecerse lo más posible a un brazo humano, con lo que es normal que la línea de investigación vaya en esa dirección: desde el punto de vista de la fabricación, intentar hacer que el material de la prótesis sea lo más liviano posible pero a la vez resistente, hacer que los tiempos de respuesta entre que se da la orden de movimiento y se actúa sean cada vez más pequeños gracias a las mejores

en el ámbito de los procesadores y con componentes electrónicos de cada vez más calidad, y consiguiendo que los movimientos sean lo más reales posibles de acorde al estudio del brazo en el campo de la biomecánica.

Además, es necesario mencionar también que se ha investigado mucho en el campo de los materiales con los que se fabrican estas manos, dando paso a materiales inteligentes que poseen propiedades distintas en función del estímulo que se le aplique, como por ejemplo con los alambres de níquel y titanio.

2 MODELO DE LA PRÓTESIS

Como se mencionó en la introducción de este trabajo, se trata de llevar a la realidad el diseño realizado por la compañera Alicia Martínez-Pais González para su Trabajo de Fin de Máster. Su proyecto incluía el diseño de la palma, dedos y antebrazo, sometiendo después estas piezas a diversos ensayos para controlar que soportasen las tensiones que se ejercen de manera habitual en un brazo al usarlo.[5]

Cabe destacar que el diseño de los dedos es altamente cuidadoso, incorporando un mecanismo cuatro barras en las dos primeras falanges y una diada en la falange del extremo del dedo. Esto hace que los dedos sean la zona más delicada del trabajo, por lo que habrá que tener especial cuidado cuando se vayan a imprimir, ya que al tener tantas piezas es necesario que estas estén lo más perfectas posible para que no se acumulen defectos que propicien que el mecanismo no se mueva debidamente.

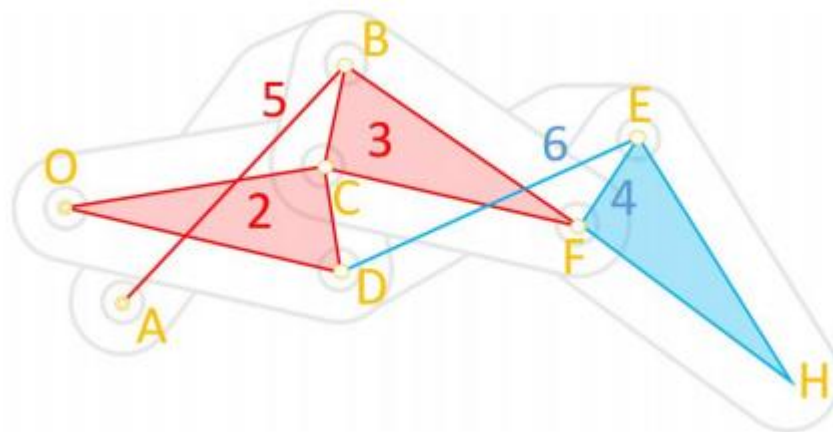


Figura 10: detalle del mecanismo del dedo[5]

La palma y el antebrazo deben asegurarse de que en las zonas de las juntas y donde se depositen los ejes tengan la precisión necesaria para que se puedan encajar adecuadamente, por lo que tampoco se pueden descuidar estas partes: una buena impresión será esencial para el montaje.

2.1 Modelo de una mano humana

Para poder hablar con propiedad acerca de una mano protésica primero debemos conocer cómo es y cómo funciona una mano humana. La mano humana está formada por 27 huesos, agrupándose en los grupos que se aprecian en la imagen: carpos, metacarpos, y las falanges de los dedos que se dividen en proximales, medias y distales. [10]

otros 4 GDL en la palma para el movimiento de arco en el agarre.

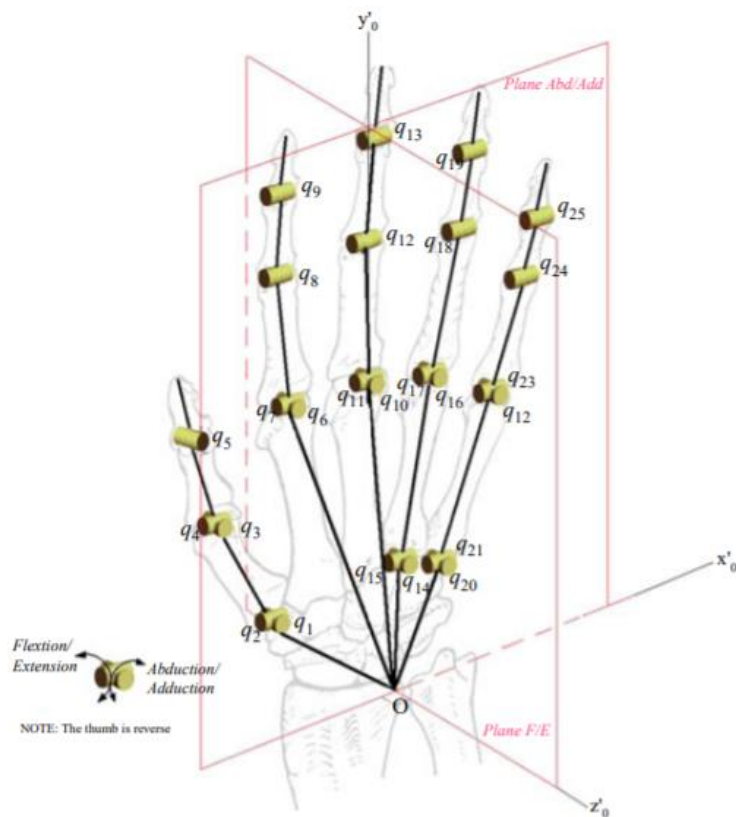


Figura 13: modelo de 25 GDL de una mano humana[12]

Traducir este esquema a ecuaciones con parámetros de Denavit-Hartenberg supondría construir un sistema de ecuaciones a resolver de bastante complejidad, y dado que en nuestra prótesis muchos de estos GDL no van a aparecer, se procede a simplificar el modelo: cada dedo contará con 3 GDL para la flexión y extensión del dedo, eliminando la abducción y la aducción, y la palma no poseerá ningún movimiento.

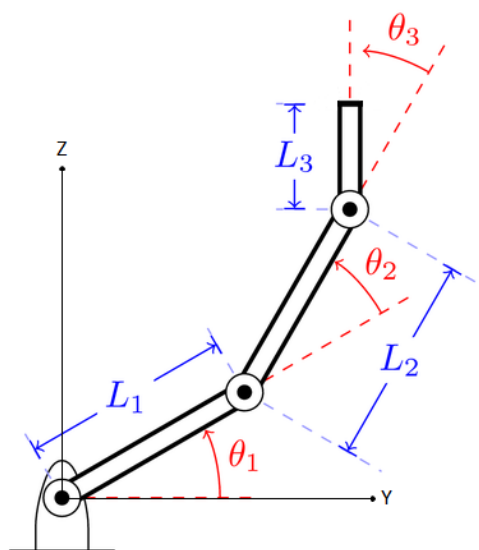


Figura 14: representación del modelo de un dedo

De esta manera podemos sacar las ecuaciones de la cinemática directa. Tenemos que las coordenadas del extremo del dedo (y,z) se puede obtener como:

$$y = L_1 \cos(\theta_1) + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$z = L_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

El problema de la cinemática inversa tiene varias soluciones, ya que se puede estar en un mismo punto con distintas configuraciones del sistema de tres barras. De todas maneras no supone de gran interés calcular los ángulos de las articulaciones.

2.2 Impresión: fundamentos y material usado

En el proyecto original se proponía realizar la prótesis mediante impresión en 3D. Se usará este método para obtener las piezas del brazo, el cuál permite obtener muy buenos resultados con un coste considerablemente económico, por lo que es una alternativa bastante usada en la ingeniería de diseño actual.

La única diferencia respecto a la intención del proyecto en el que se creó el modelo de la prótesis es que no se usará el mismo material principal que se especificó, ya que este es considerablemente caro y aunque en un plano teórico sea posible tenerlo, al llevarlo a la realidad se ha tenido que optar por un material más barato: PLA, o ácido poliláctico, cuyo precio suele rondar en torno a los 20€ el kilogramo de material frente a los 777€ el kilogramo del polímero PEEK. Dado que este material se eligió por sus propiedades de rigidez y resistencia, no se cumplirán las especificaciones bajo las que se diseñó originalmente este modelo, a cambio de ganar en cuanto al presupuesto del proyecto. Esto se discutirá más en profundidad en su debido apartado.

2.2.1 Impresión de la prótesis

La impresión en 3D, o fabricación por adición, es un método por el cuál se van depositando a lo largo del eje Z capas de material previamente calentado para su correcta manipulación.[13]

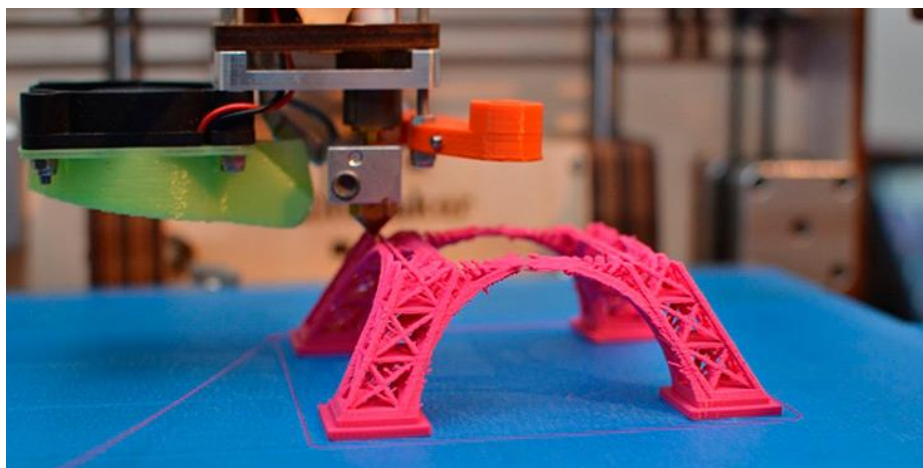


Figura 15: impresión por terminar donde se aprecia el proceso por capas[14]

Dado que además del movimiento en Z se tienen motores que permiten a la máquina desplazarse en X e Y, se acaban obteniendo piezas tridimensionales del material introducido en la impresora. El proceso es sencillo: primero se debe tener un archivo del modelo que se quiere imprimir. Normalmente se trabaja con el formato de archivo STL (que significa STereo Lithography), el cual es un tipo de formato CAD que solo incluye información de la geometría. Este archivo deberá ser pasado a través de un programa de “slice”, que tras configurar las características de la impresión requeridas, dividirá la pieza en secciones horizontales que posteriormente son transformadas en movimientos de los motores, del extrusor y demás información, como temperaturas a las que operar (ya que en función del material estas cambiarán). Estas comandas van incuidas en un archivo del tipo G-code, el cuál es un tipo de programación de control numérico que es el estándar para la

impresión 3D. El control numérico conlleva una serie de órdenes de comandos y coordenadas que permiten compactar mucho el código, haciendo que los archivos de código ocupen menos espacio y que las máquinas tengan que procesar menos información.

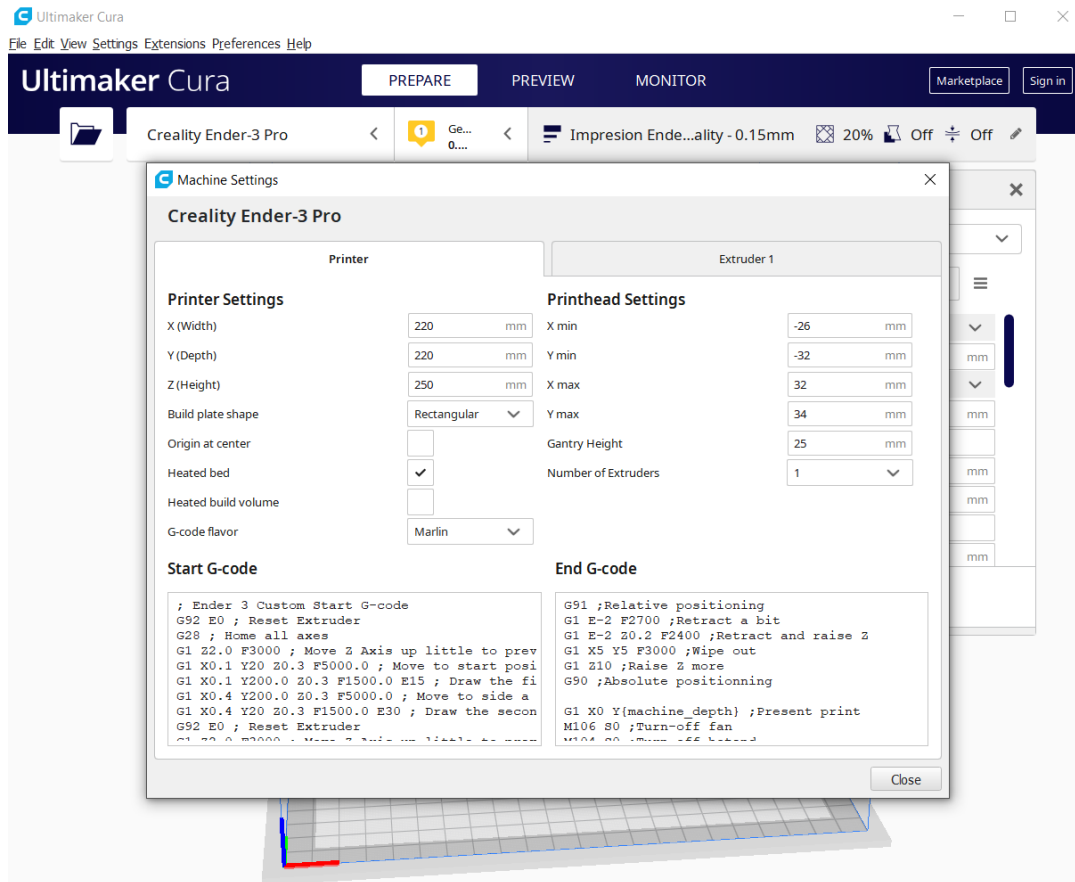


Figura 16: captura de Cura donde se aprecia el G-code de inicio y de finalización

Una vez introducido el gcode en la impresora, esta empezará a prepararse para la impresión. Es importante conocer que las impresoras 3D poseen 2 componentes fundamentales: el primero de ellos es el sistema de extrusión, que se encarga de coger el filamento (como se conoce al material) mediante engranajes, introducirlo en el “hotend”, donde alcanza la temperatura adecuada para su manipulación y posteriormente se expulsa, y por otra parte la cama de la impresora, que es la superficie donde se deposita el filamento y que hace que poco a

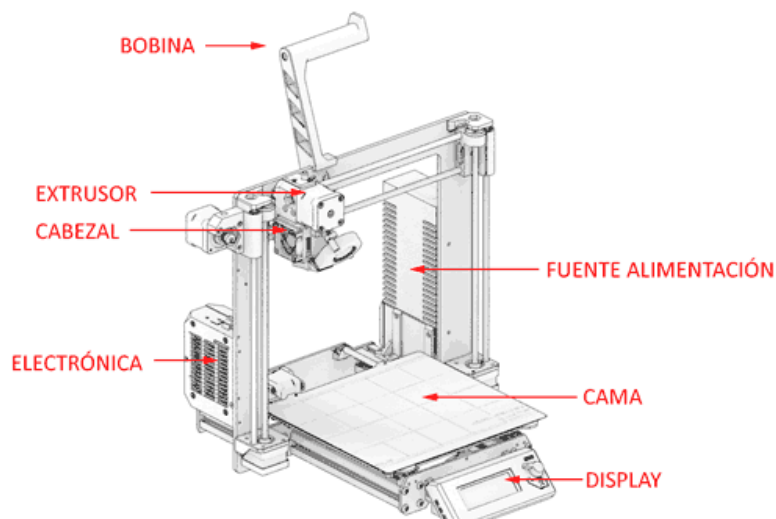


Figura 17: partes de una impresora 3-D[15]

poco se vaya construyendo la pieza (por eso mismo a este tipo de impresión en 3D también se le conoce como deposición fundida).

Tras toda esta explicación, resulta evidente que es necesario no solo poseer un buen equipo para llevar a cabo este proceso, si no también conoce bien las limitaciones y puntos fuertes de este equipo y saber mantenerlo bien. En este trabajo se han utilizado dos impresoras distintas, las cuales serán descritas a continuación.

2.2.2 Impresora Ultimaker 3 Extended

Esta es la impresora que se encuentra en el laboratorio del Departamento de Mecánica, y es la que se ha usado para imprimir la gran mayoría de piezas y pruebas. Cabe destacar que es de la marca Ultimaker, que es bastante utilizada, por lo que hay mucho soporte en Internet para buscar ayuda cuando surgen problemas con estas impresoras. Posee un espacio de impresión (en mm) de 215x215x300.

Cuenta con dos extrusores que pueden combinarse para realizar impresiones con dos filamentos distintos, ya sean de dos materiales distintos, o del mismo material pero de colores distintos. Aún así, en nuestro caso solo usaremos uno de los dos, por lo que en el software de impresión debemos configurarlo de este modo. Además, posee una cama de cristal, que se deposita encima de la parte que se calienta, lo cual hace que el material depositado tenga una adhesión increíble. Esta adhesión es relativamente importante en el desarrollo de la impresión ya que la primera capa es esencial: si no se pega bien, la impresora lo único que hará será desplazar ese material a lo largo de la cama y no se obtendrá la pieza que se quiere, simplemente acabando con un amasijo de hilos que nos habrá hecho perder tiempo y dinero.

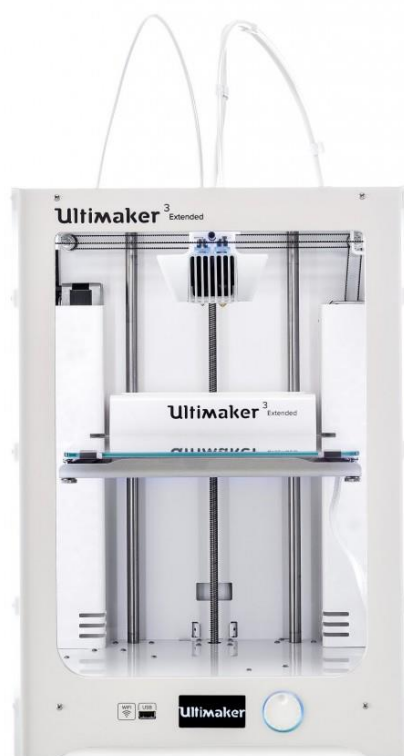


Figura 18: impresora Ultimaker 3 Extended

Algo muy importante a la hora de poder tener una buena impresión es que la cama esté completamente perpendicular al plano en el que trabajará el extrusor. De no ser así, el material chocará con la cama o no tendrá

donde apoyarse, fracasando la impresión. Por ello antes de cada impresión hay que asegurarse de que está correctamente situada, ya que debido a las vibraciones generadas por el propio proceso es muy normal que la cama deje de estar bien situada. Esto normalmente se hace procurando que, en distintos puntos de la cama, el extrusor se encuentre a la distancia de la anchura de un folio de la cama. Se puede hacer de manera manual, desplazando el extrusor mediante los mandos, o con el modo de “autolevelling” (que lo hace de manera automática). En este proceso se ha usado mayoritariamente el modo manual, ya que el “autolevelling” daba fallos de manera habitual en esta impresora.

Por supuesto también hay que tener claro que tras varios usos hay que hacer labor de mantenimiento para que las prestaciones de impresión se mantengan altas. Esto implica limpiar la cama, que normalmente pierde capacidad de adhesión al retener restos de las primeras capas de impresiones pasadas en su superficie. Para ello se rasca el material con la herramienta adecuada (normalmente una espátula) y se pasa un paño con líquido que retire lo que quede. A continuación, se puede hacer uso de laca convencional para añadir una capa extra de sujeción a la superficie simplemente espolvoreando la laca sobre la cama. Esta es una solución que, por curiosa que pueda parecer, es lo que se lleva haciendo ya varios años en el mundo de la impresión 3D pues ha quedado demostrada su eficacia con la experiencia, llegando a poder oler incluso a peluquería cuando se entra en un establecimiento que trabaje con este tipo de máquinas.

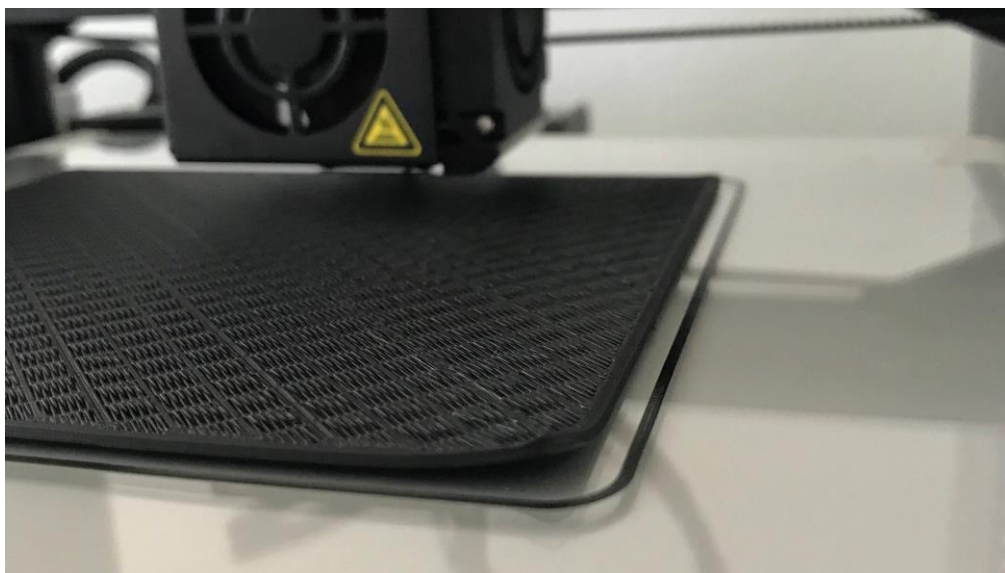


Figura 19: resultado en la impresión de una mala adhesión a la cama (warping)

Otro elemento del que hay que cuidar es el extremo metálico del extrusor. Fácilmente puede acumular material en los laterales, por lo que hay que retirarlo subiendo la temperatura del hotend de manera manual hasta que ese material se caliente lo suficiente como para que pueda ser retirado con la espátula.

2.2.3 Impresora Creality Ender-3 Pro

Esta es la impresora que se ha utilizado para el trayecto final del proyecto. Es menor en cuanto a tamaño y prestaciones, pero también tiene una gran precisión para el precio que tiene (en torno a los 170€). Las Ender suelen ser las impresoras más baratas del mercado y son de buena calidad, por lo que mucha gente que se inicia en este mundo lo hace con una de estas impresoras.



Figura 20: impresora Ender-3 Pro

Solo cuenta con un extrusor, posee una cama magnética que facilita trabajar con ella y el levelling de la cama se debe hacer de manera manual. Por los demás, los cuidados que hay que tener con ella son los mismos que se mencionaron con la otra impresora. Posee un espacio de impresión (en mm) de 220x220x250, por lo que no se podrán hacer piezas tan altas como con la Ultimaker, pero esto no será problema para nuestro proyecto ya que todas las piezas tienen una altura relativamente baja.

2.2.4 Filamento empleado

En el estudio teórico de la prótesis se escogió el polímero PEEK como material para realizar la prótesis. Es un filamento de altas resistencias, que difícilmente se verá deformado al someterlo a las cargas de agarrar objetos con el brazo. Las propiedades mecánicas que tiene son las siguientes:

Tabla 1: propiedades del PEEK

Módulo de Elasticidad	4400 MPa
Elongación en la rotura	20 %
Densidad	1.31 g/cm ³
Coefficiente de Poisson	0.33
Límite elástico	95 Mpa
Tensión de rotura	103 MPa
Temperatura de impresión	341 °C
Precio	777 €/1000g



Figura 21: bobina de PEEK

Ante estas propiedades rápidamente apreciamos dos problemas. El primero el precio, ya que va a encarecer notablemente la prótesis y además en un componente, como es el chasis, que está destinado a ser de las partes más baratas. La otra propiedad que presenta una dificultad es la temperatura de fusión: es muy alta. Esto significa que para poder trabajar con él, la impresora debe calentarlo primero a 341 °C y ninguna de las dos impresoras con las que se ha trabajado llega a esas temperaturas, alcanzando la Ultimaker 3 extended los 280 °C en el extrusor (que es la zona donde nos interesa que esté la temperatura que va a fundir el material introducido) y llegando la Ender 3 Pro hasta los 255 °C. Esto implicaría tener que comprar otra impresora para poder trabajar con este material, y la mayoría de impresoras trabajan por debajo de los 300 °C. Para esas temperaturas tendríamos que hacernos con una impresora industrial, que llegan hasta una temperatura de impresión de 500 °C, encareciendo incluso aún más la fabricación del proyecto.

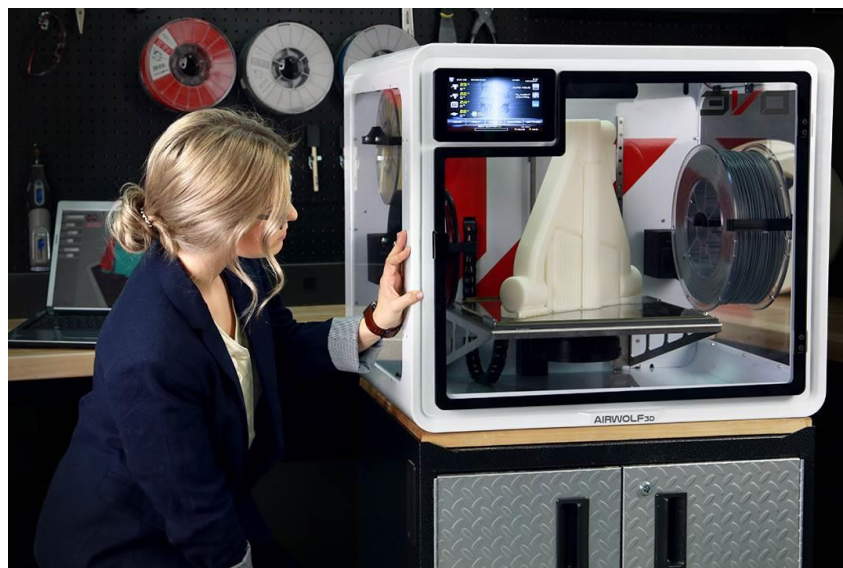


Figura 22: impresora industrial

En lugar de ese material, se empleará PLA, o ácido poliláctico, que es el filamento más empleado en el mundo de la impresión 3D y que además de contar con un precio y propiedades más que aceptables, se extrae de materias primas como el maíz haciéndolo además renovable. Estas son sus propiedades:

Tabla 2: propiedades del PLA

Módulo de Elasticidad	2700 MPa
Elongación en la rotura	50 %
Densidad	1.25 g/cm ³
Coefficiente de Poisson	0.39
Límite elástico	72 Mpa
Tensión de rotura	60 MPa
Temperatura de impresión	210 °C
Precio	20 €/1000g



Figura 23: bobina de PLA

Este polímero será del que estará hecho la mayor parte de la prótesis. Sin embargo, para las yemas de los dedos y la palma se usará el material conocido como Filaflex.

El Filaflex es un filamento flexible que nos permitirá crear piezas con mayor agarre a superficies. Estas son sus propiedades:

Tabla 3: propiedades del Filaflex

Módulo de Elasticidad	2700 MPa
Elongación en la rotura	600 %
Densidad	1.08 g/cm ³
Coefficiente de Poisson	0.48
Límite elástico	40 MPa
Tensión de rotura	40 MPa
Temperatura de impresión	225 °C
Precio	30 €/1000g

Aunque este material es más caro debido a sus propiedades, dado que solo se va a usar para una parte pequeña del brazo no se espera que encarezca el brazo. Esto se discutirá más en profundidad en el apartado del presupuesto del proyecto.



Figura 24: bobina de Filaflex

2.3 Impresión de las piezas

A la hora de imprimir siempre hay que tener en cuenta que cada pieza requerirá de unos ajustes de impresión específicos. Esto se conoce como perfiles de impresión, y es importante tenerlos bien configurados para que no solo la pieza alcance la robustez que se quiere en ella (esto depende del porcentaje de relleno con el que se trabaje), también que la pieza se imprima en un periodo de tiempo aceptable. Esto depende de la velocidad de impresión, y en función de cada filamento se trabajará con una velocidad de impresión distinta, necesitando que esté dentro de un rango de valores pues si es demasiado alta o demasiado baja la pieza sairá mal.

La precisión, como su propio nombre indica, repercutirá en la calidad del objeto impreso. A más precisión, mayor calidad tendrá, pero también tardará más en realizar el proceso de creación. La precisión tendrá como límite físico el diámetro de salida del extrusor, no pudiendo ser más bajo que este.

A continuación, se detallarán los perfiles con los que se ha trabajado para cada conjunto de piezas.

2.3.1 Dedos

Las falanges de los dedos pueden ser las piezas en las que hay que tener mayor cuidado a la hora de imprimirlas. Interconectadas por barras, pequeños fallos en la impresión pueden propiciar que el dedo no se mueva con toda la libertad de movimiento que debería. Por ello, tendrá una precisión mayor que el resto del brazo.

Por otra parte, el relleno de los dedos no será tan alto como el de la palma, dorso y antebrazo, ya que estos últimos se ha considerado que tienen que ser más resistentes a golpes. De esta manera, el perfil queda:

Tabla 4: perfil de impresión de los dedos

Altura de capa	0.15 mm
Espesor de pared	0.8 mm
Densidad de relleno	20%
Temperatura de impresión	210 °C
Velocidad de impresión	50 mm/s
Soportes	Tocando la cama

2.3.2 Palma, dorso y antebrazo

Como se ha mencionado, estas partes deben ser más robustas y no hace falta que tengan tanta precisión, por lo que el perfil utilizado es el siguiente:

Tabla 5: perfil de impresión de palma, dorso y antebrazo

Altura de capa	0.2 mm
Espesor de pared	0.8 mm
Densidad de relleno	60%
Temperatura de impresión	210 °C
Velocidad de impresión	50 mm/s
Soportes	Tocando la cama

2.3.3 Zonas flexibles

Estas piezas, a diferencia de las anteriores, serán impresas con Filaflex, por lo que es intrínseco que el perfil utilizado vaya a cambiar. En este caso ha sido:

Tabla 6: perfil de impresión de las zonas flexibles

Altura de capa	0.15 mm
Espesor de pared	0.8 mm
Densidad de relleno	20%
Temperatura de impresión	225°C
Velocidad de impresión	50 mm/s
Soportes	Tocando la cama

3 EVALUACIÓN DE LA PRÓTESIS

Cuando se trata de traer una idea al plano de la realidad siempre hay que enfrentarse a inconvenientes que no estaban presentes en nuestra cabeza. En el diseño de componentes también pasa lo mismo y por eso cuando se fabrica un producto por primera vez hay que tener especial atención a las características de este y evaluar si se cumplen las especificaciones para las que se diseñó.

En este capítulo se analizará el diseño final de la prótesis impreso, proponiendo alternativas en caso de que presente algún impedimento.

Se discutirá por conjunto de piezas, empezando con los dedos y bajando progresivamente. Por último, se mostrará una tabla con todos los problemas que se han encontrado y con la solución propuesta, a modo de recopilatorio.

3.1 Análisis de los dedos

Los dedos obtienen el movimiento de la siguiente manera: se enganchan en la base de la mano mediante dos ejes que atraviesan las dos barras del extremo del dedo, y posteriormente con un hilo que ejerce fuerza para realizar el movimiento de contracción del dedo y otro hilo distinto que tirará del dedo cuando se quiera devolverlo a su posición original.

Estos orificios para enganchar los hilos que harán las veces de tendones no están presentes en el modelo de los dedos índice, corazón y anular, mientras que en el pulgar y el meñique sí aparecen. Mediante el uso del software de modelado SketchUp se añaden los orificios. Cabe recordar que el modelo del dedo corazón y el del dedo anular son idénticos, por lo que solo habrá que cambiarlo una vez para esos dos dedos.

El corazón y el anular no disponían tampoco de las superficies facilitadas para apoyar las piezas flexibles (que, aunque les estemos llamando yemas, van a lo largo de todo el dedo para facilitar el agarre) por lo que también hubo que rediseñarlos por esta razón.

Una vez solucionado esto, podemos seguir ensamblando los dedos. Para los ejes se usaron al principio los modelos de los ejes incluidos en el modelo (varios diámetros y longitudes), imprimiéndose en 3D, pero los que tenían la longitud suficiente para los dedos no eran del diámetro adecuado como para poder introducirse en los agujeros y viceversa. Esto sin duda se debe a la tolerancia de impresión, por lo que se coge el eje de diámetro aceptado y se extiende longitudinalmente.

Una vez montados en el conjunto global del brazo, podemos apreciar que los dedos carecen de mucha estabilidad. Desplazar levemente el brazo de un lugar a otro hace que los cuatro dedos superiores se tambaleen, combándose considerablemente en el plano de la palma, cosa que sin duda alguna no debería pasar.

Para solucionar esto se toman varias medidas. Se identifica que el problema proviene de que hay mucha holgura entre las uniones de las piezas (esto es falange-falange, falange-barra y barra-dorso) y que hay margen para hacer las barras más anchas de forma que ocupen todo el espacio donde van destinadas, así que se realiza este ajuste.

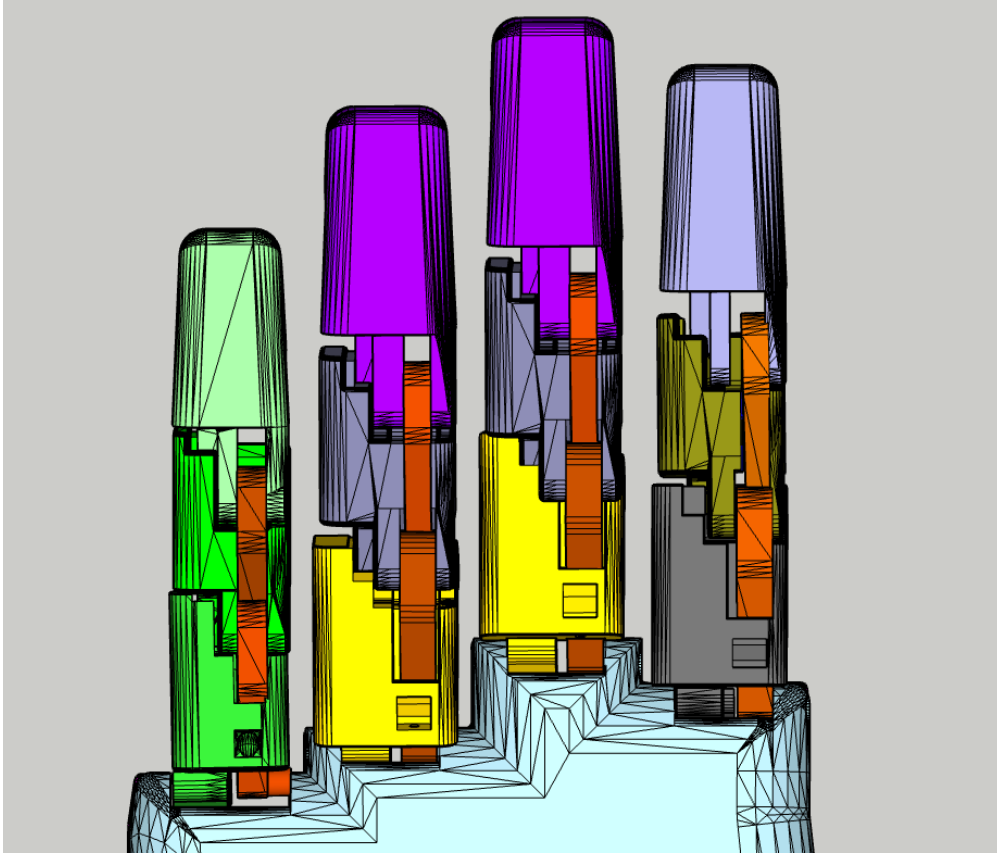


Figura 25: detalle de los dedos

Los extremos de las falanges distales del índice, corazón y anular, donde se unen con la falange media o con la barra, también se ensacharon.

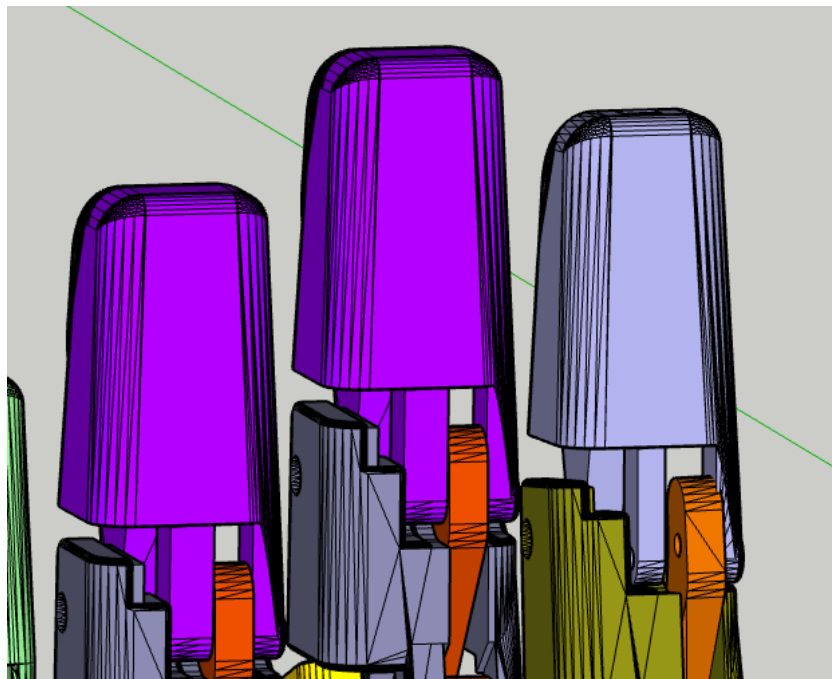


Figura 26: detalle de las uniones

Es importante decir que estos cambios no afectan a la geometría en el plano del movimiento de los dedos, por lo que todo el estudio realizado sobre ellos debería seguir siendo válido, y los movimientos para los que se han diseñado deben ser los mismos. El único propósito de estos cambios es proporcionar más robustez a la mano.

También se decide sustituir los ejes impresos en 3D por ejes, cambiando los orificios de diámetros variados de 2 a 4 mm por orificios de diámetro de 1.5mm unificando así de esta manera todos. Se compran varillas de acero de 1.5mm para recortarlas a la longitud necesaria en cada elemento.

Tras estos dos cambios los cuatro dedos superiores ya son más estables, por lo que se considera este problema resuelto. Aunque el pulgar no sufría tanto de este inconveniente, también se ha aumentado el grosor de las barras de este dedo para limitar movimientos no deseados.

Una vez que en estático ya se comportan de manera debida los dedos se flexionan para ver si el movimiento es el adecuado. Nos encontramos con que los dedos no llegan a efectuar el arco como se pretende por varias razones, que serán descritas a continuación.

- El dedo índice contiene dos falanges que colisionan entre sí debido al pico de una de ellas, por lo que se suaviza para que pueda hacer el movimiento completo. Esto podríamos haberlo visto venir en la propia simulación, donde este dedo flexionado ya aparece chocando.
- El dedo pulgar, en su falange proximal impacta con los dos ejes con los que se anexiona al dorso de la mano. Esto ocasiona que el pulgar haga un recorrido muy reducido, por lo que se modifica también.
- Los cuatro dedos superiores no pueden cerrarse del todo debido a que impactan con la pieza de la palma, así que hay que rediseñar esta pieza para que no tenga un saliente tan pronunciado. Esto se mencionará de nuevo en el análisis de la palma.

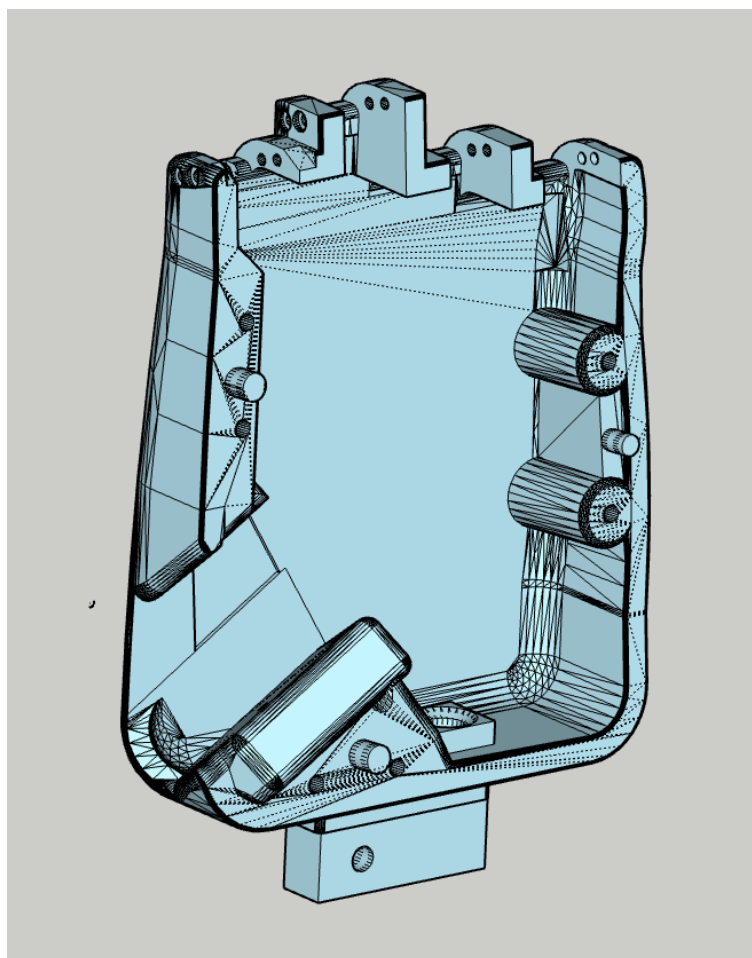


Figura 27: dorso modificado

3.2 Análisis de la palma, dorso y antebrazo

El dorso es la pieza principal de la mano, haciendo las veces de caja donde irán alojados los tendones en su paso hasta el antebrazo. La única modificación que se hace en esta etapa del proyecto al dorso es en la muñeca.

En el diseño original la muñeca incluía un pequeño orificio para pasar los cables necesarios y un enganche para conectarse al antebrazo. Este enganche es un grado de libertad adicional, el cual pretendía ser accionado por una rueda dentada. Se ha decidido prescindir de este movimiento eliminándolo pues iba a aportar mucha complejidad al proyecto por varias razones. La primera es la falta de espacio en el antebrazo: haber tenido que diseñar e introducir el mecanismo para la muñeca hubiera ocupado la mayoría del hueco del antebrazo donde se aloja el procesador, la batería y los servomotores. La segunda es que la mano y el antebrazo, al estar contenidos en planos distintos cuando se moviese la muñeca, hubiera causado que los hilos que hacen las veces de tendones rozasen de manera excesiva contra los bordes de la muñeca, provocando unas tensiones que complicarían la contracción y extensión de los dedos. Por todo esto se decide centrarse solo en el movimiento de los dedos.

Se reformula la parte de la muñeca del dorso y además se ensancha el agujero por el que pasarán los cables hasta los servomotores, para gozar de más libertad.

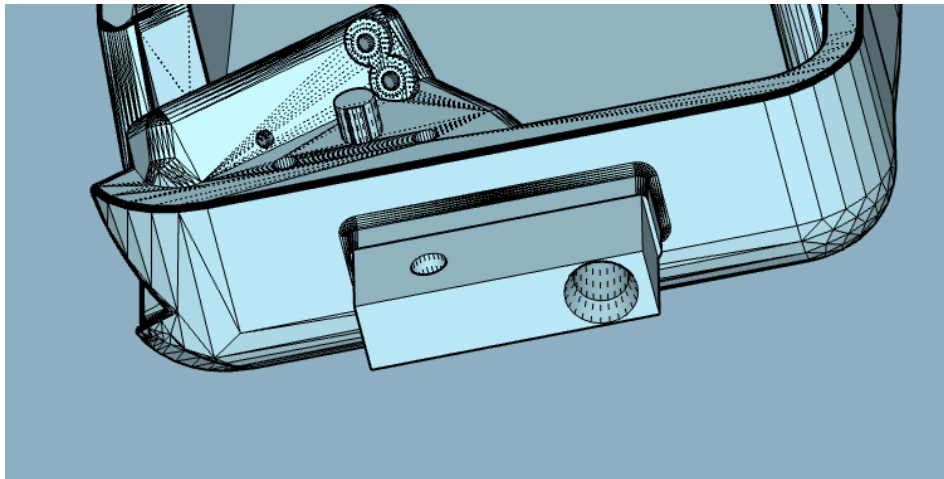


Figura 28: muñeca del dorso modificado

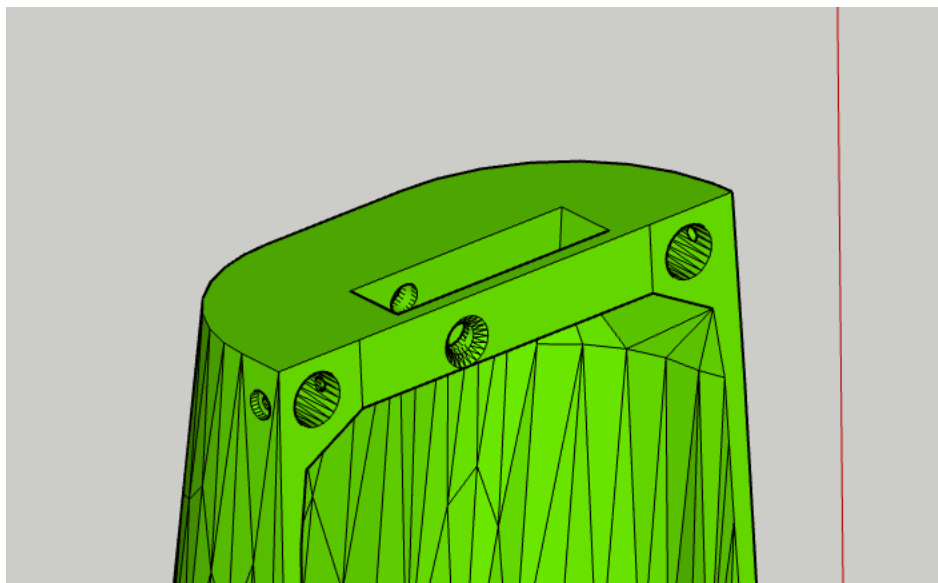


Figura 29: muñeca del antebrazo modificado

Cuando se encajó la palma con el dorso se observó que estas dos piezas no encajaban correctamente. La base donde va anexada el pulgar hace de tope y no permite que la palma se coloque completamente perpendicular al dorso. Para evitar que esto pase se ha realizado un cambio en la pieza de la palma, habilitando una abertura en la superficie por la que pasa el objeto que colisionaba. Esta hendidura no se apreciará en el producto final pues va cubierta por la pieza de Filaflex de la palma.

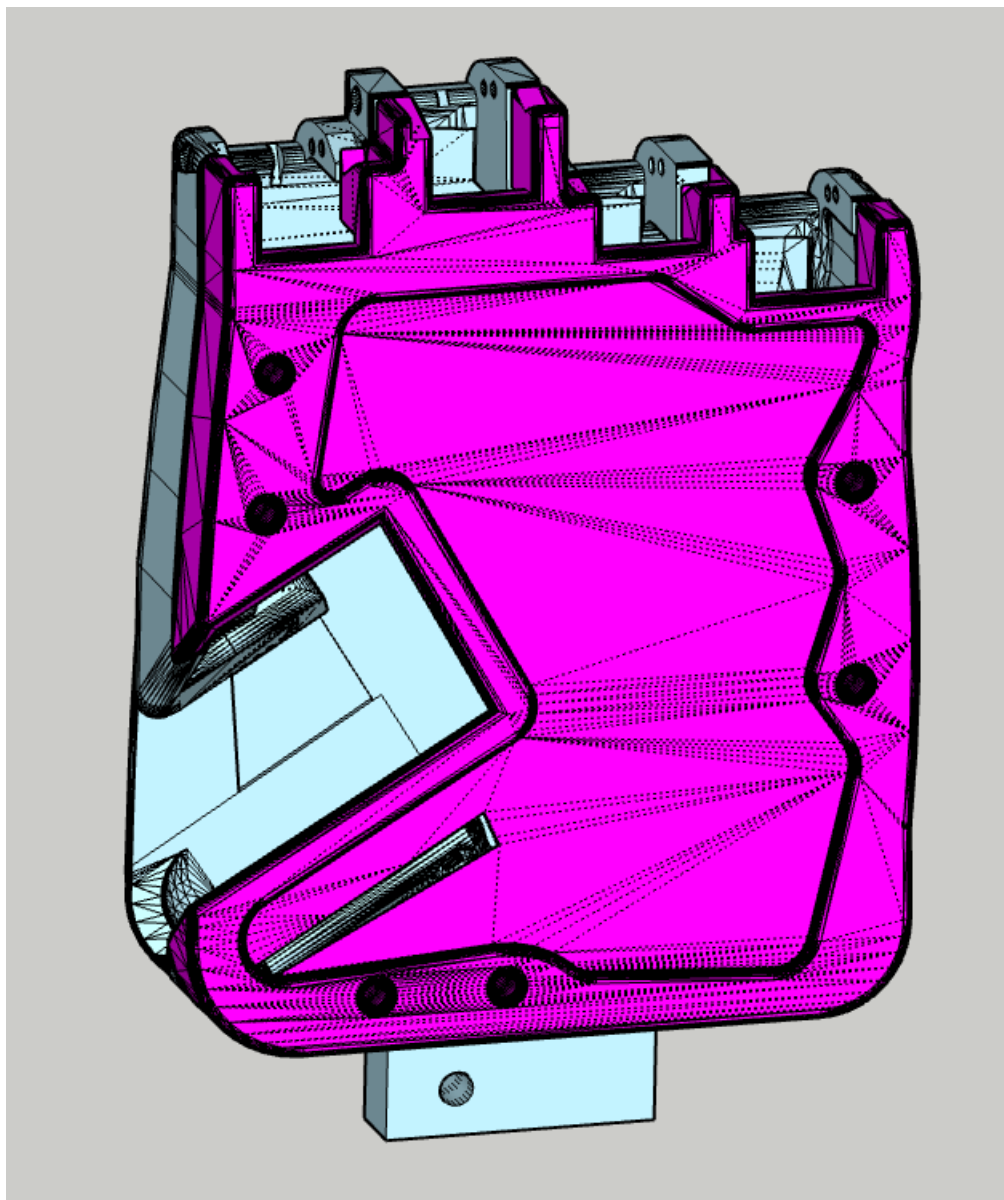


Figura 30: dorso y palma modificada

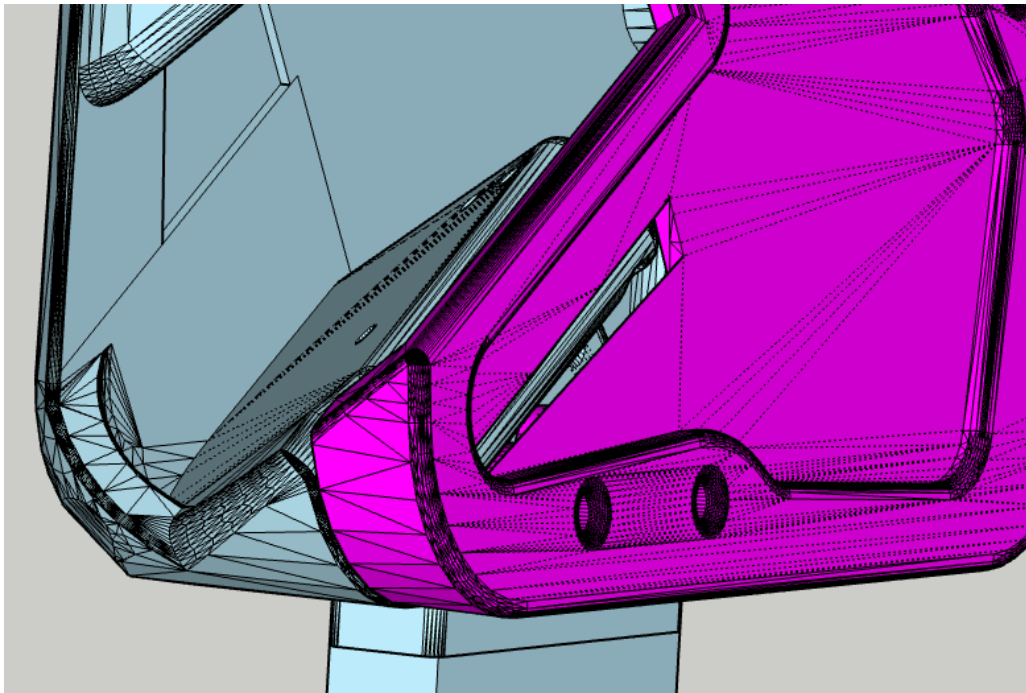


Figura 31: detalle de la palma modificada

El antebrazo no presenta ninguna característica que deba modificarse aparte de la eliminación de los elementos relativos a la antigua muñeca pero deberá ser escalado para poder albergar toda la circuitería y elementos que van alojados dentro de él para el accionamiento de la prótesis.

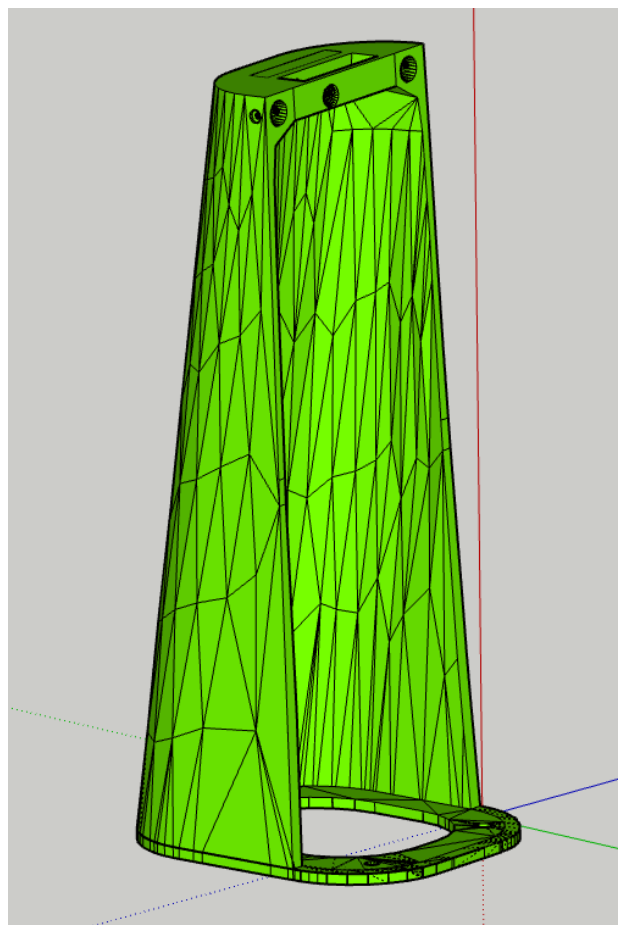


Figura 32: antebrazo modificado

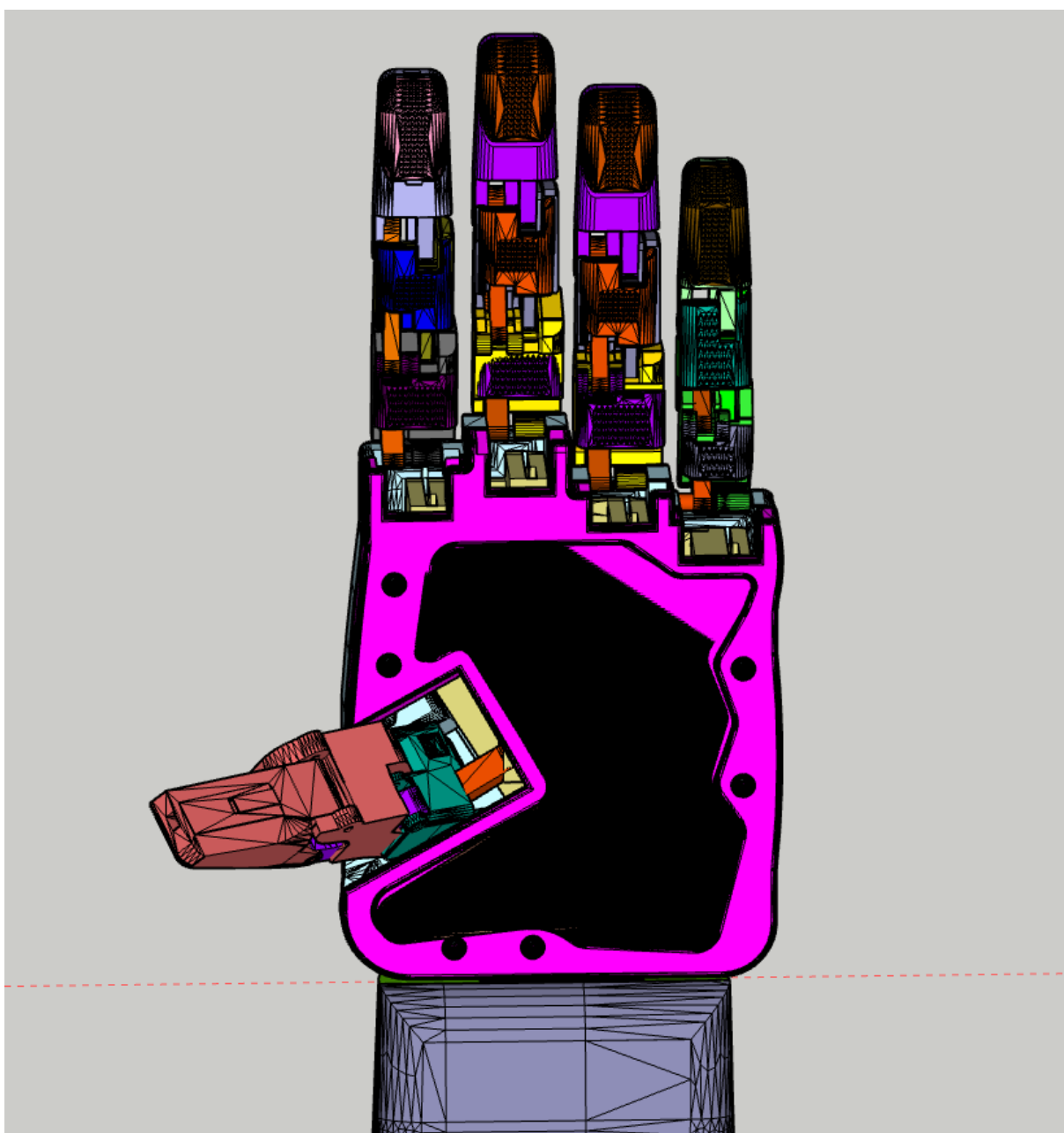


Figura 33: vista frontal de la prótesis

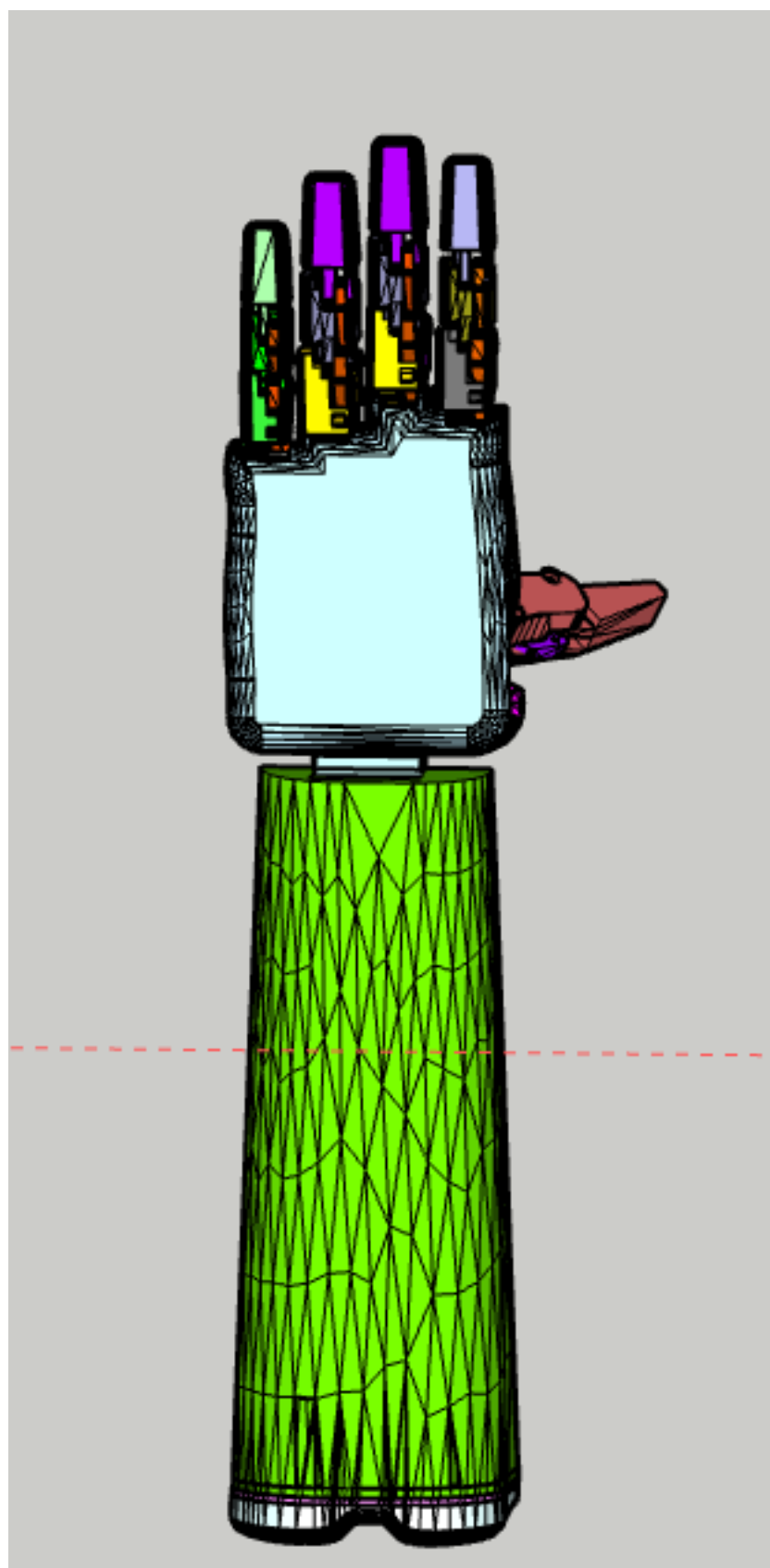


Figura 34: vista posterior de la prótesis

3.3 Recopilatorio de todas las soluciones planteadas

Con la intención de ordenar todo lo explicado anteriormente, se distribuirán en una tabla los problemas presentados y sus soluciones. Además, se adjuntarán fotos de cada problema para ilustrarlo mejor. Las soluciones ya se explicaron en los apartados anteriores desde la perspectiva del diseño, pero ahora también se adjuntan algunas fotos de determinadas soluciones en la prótesis real para ilustrarlo mejor.

Tabla 7: problemas encontrados en el diseño original

Problema	Causa	Solución	Figura
Capacidad inexistente de flexionar o estirar los dedos índice, corazón y anular.	Carencia de enganches para los hilos en los dedos índice, corazón y anular.	Se generan dos orificios en cada dedo para los enganches.	35
No hay dónde apoyar las yemas de índice y corazón.	Carencia de hueco para anexar las yemas.	Se crean estas superficies.	36
Los dedos se ladean inintencionadamente.	Demasiado juego entre pieza y pieza de los dedos.	Se ensanchan los extremos de las falanges y las uniones.	37
Índice, corazón, anular y meñique no pueden moverse apenas.	Impactan con la pieza de la palma.	Se crea una depresión en la zona de la palma de la unión	38
El índice y el corazón siguen sin poder flexionarse bien.	La falange proximal tiene un saliente que impacta con la falange media al intentar girar.	Se elimina este saliente.	39
El pulgar no tiene ningún recorrido: es estático.	La propia falange proximal del pulgar impacta con uno de los ejes que se encargan de unir el dedo a la mano.	Se crea una hendidura en el pulgar para que no colisione con el eje.	40 y 41
El pulgar sigue sin tener apenas recorrido.	La falange proximal del pulgar está demasiado cerca del dorso, por lo que al girar choca con esta superficie.	Se modifica la falange proximal para rebajarla un poco en la zona de impacto.	40
Palma y dorso no cierran entre sí.	El dorso contiene un elemento donde se anexa el pulgar, y este elemento es más alto que la altura disponible.	Se crea un hueco en la pieza de la palma para que se aloje este elemento.	42
Falta de espacio en el antebrazo.	Presencia de mecanismo de rueda dentada en la muñeca.	Se modifica la muñeca para hacerla más compacta.	43
Las medidas de los ejes no están unificadas.	Los orificios tienen distintos diámetros.	Se cambian todos los agujeros a 1.5mm.	44 y 45

A continuación, se muestran las imágenes donde quedan reflejadas cada uno de los problemas:

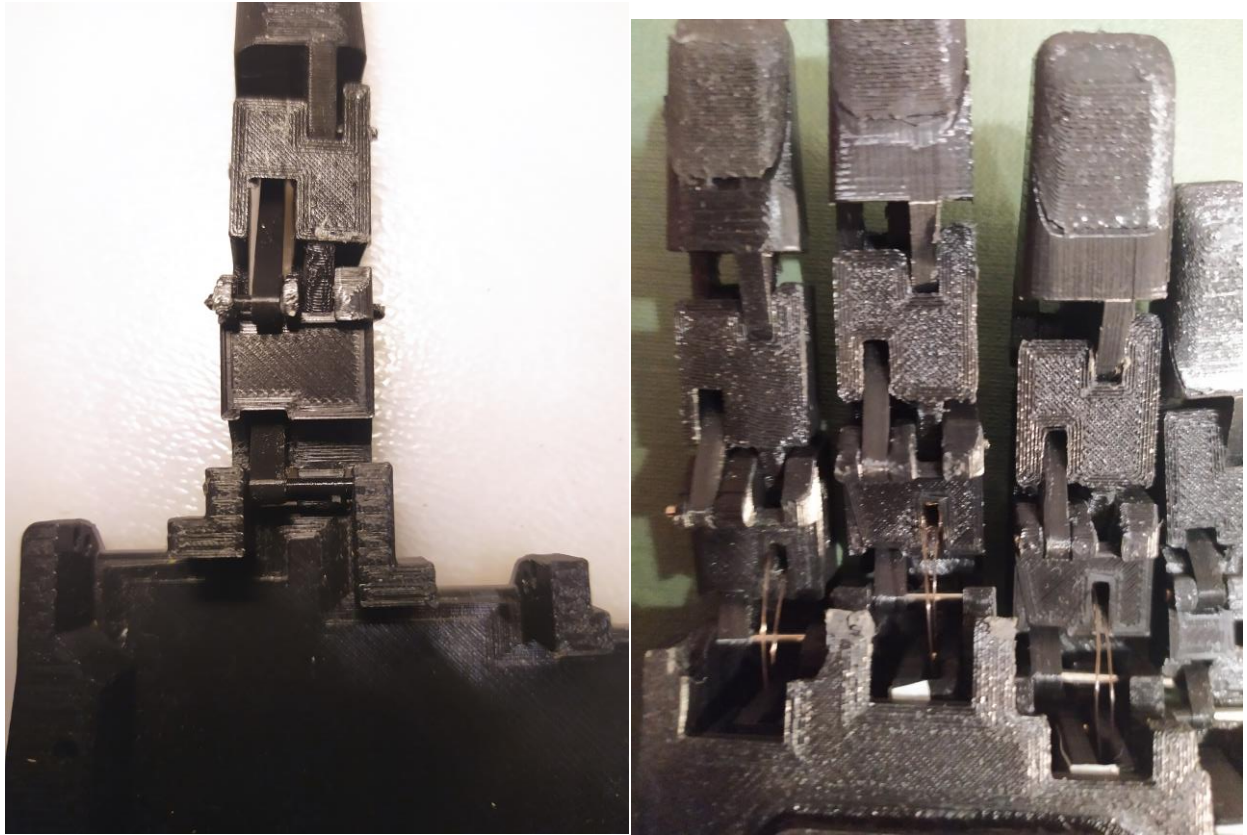


Figura 35: adición de los enganches

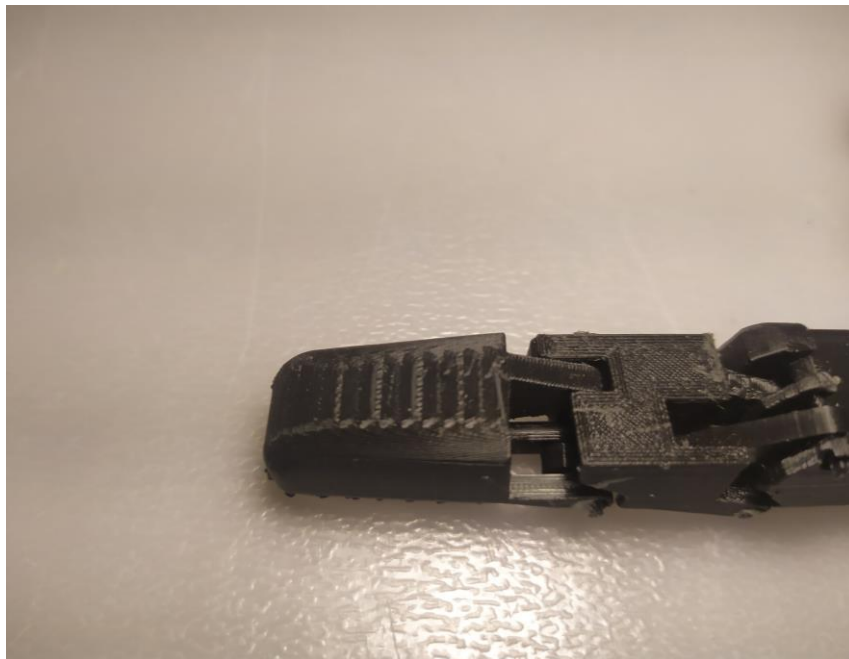


Figura 36: se muestra la falta de superficie para colocar las yemas

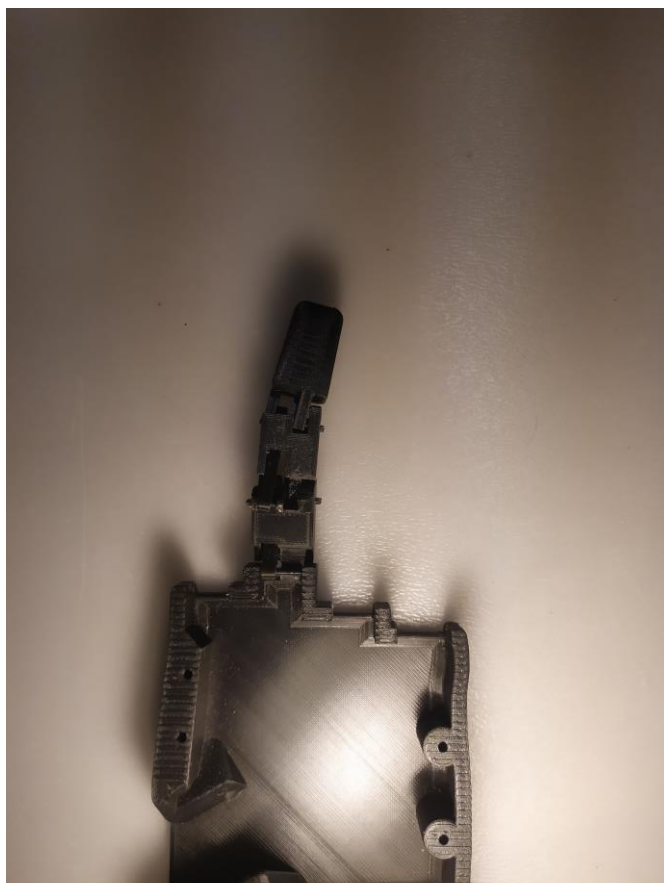


Figura 37: se aprecia la curvatura en el dedo corazón

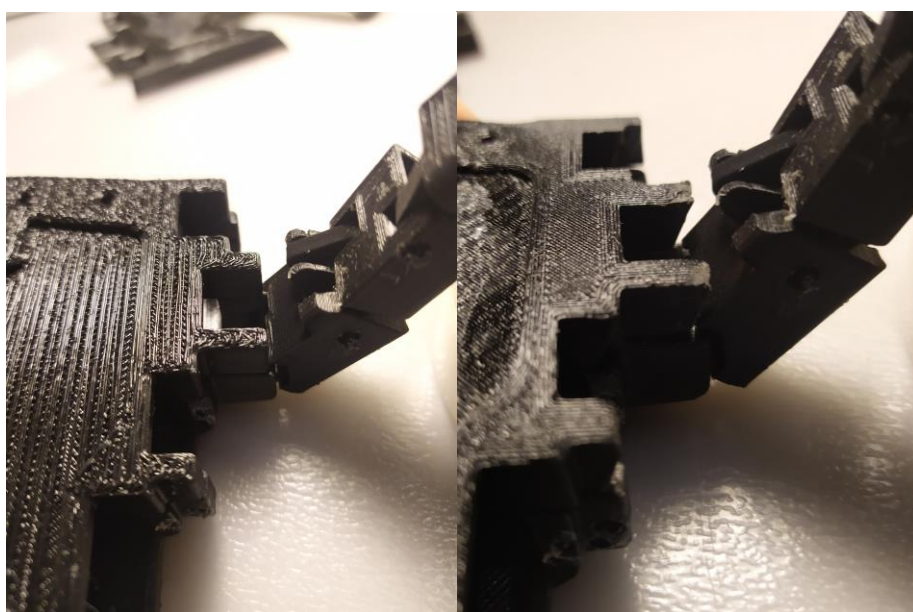


Figura 38: recorte de la palma para que se pueda flexionar más el dedo

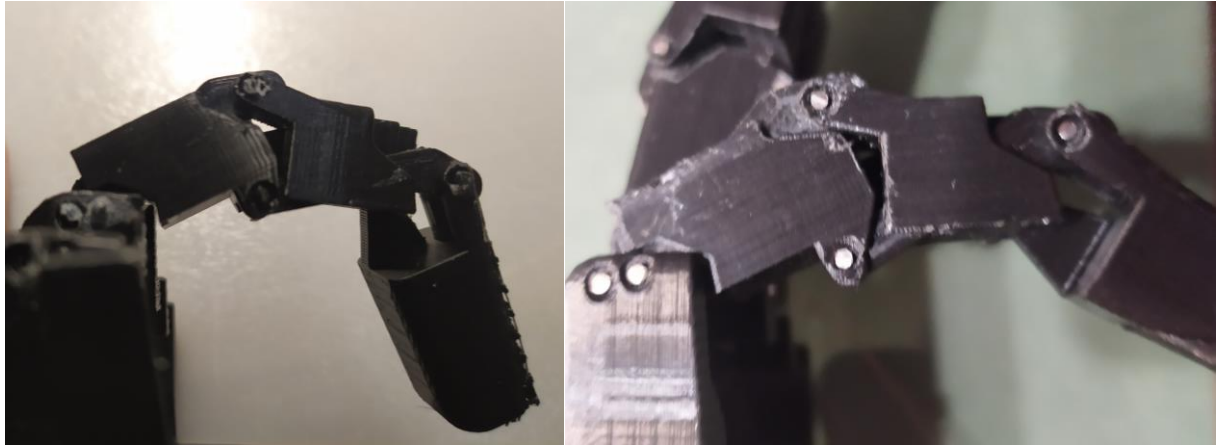


Figura 39: recorte de saliente en la falange proximal

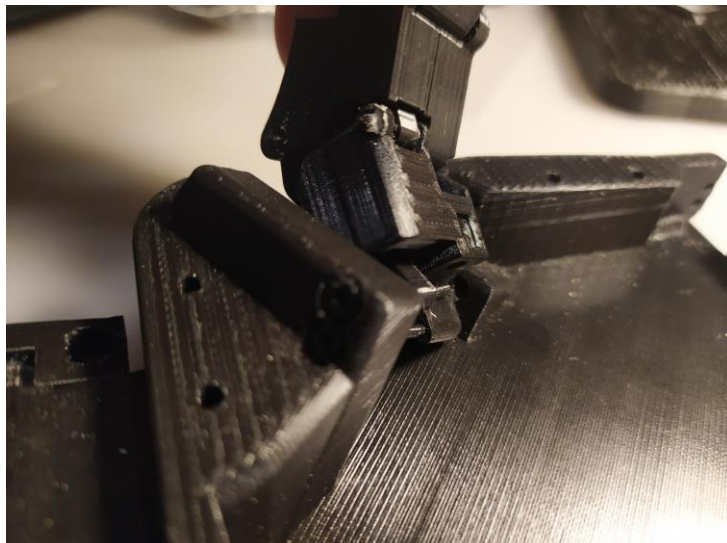


Figura 40: impacto del eje con la pieza del dedo y colisión de la

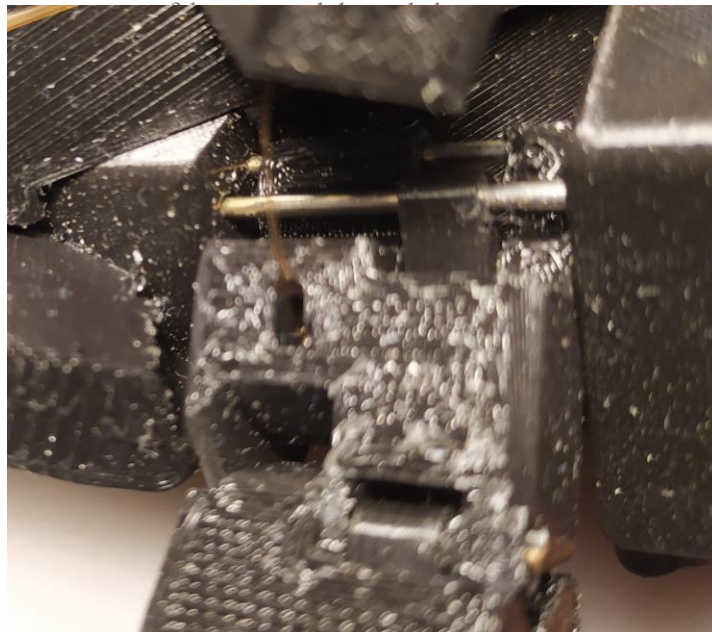


Figura 41: hendidura en la falange para que no choque con el eje

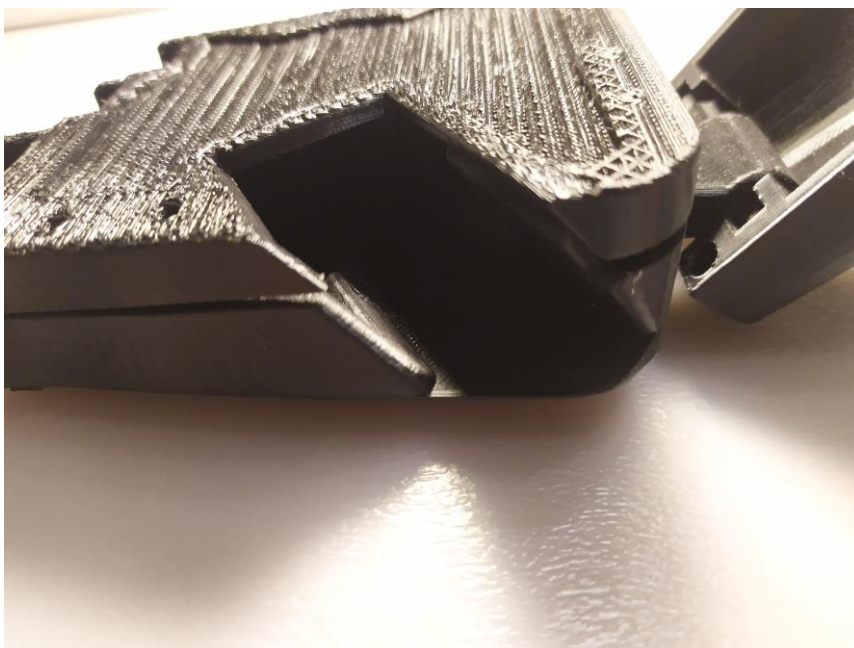


Figura 42: dorso y palma no encajan

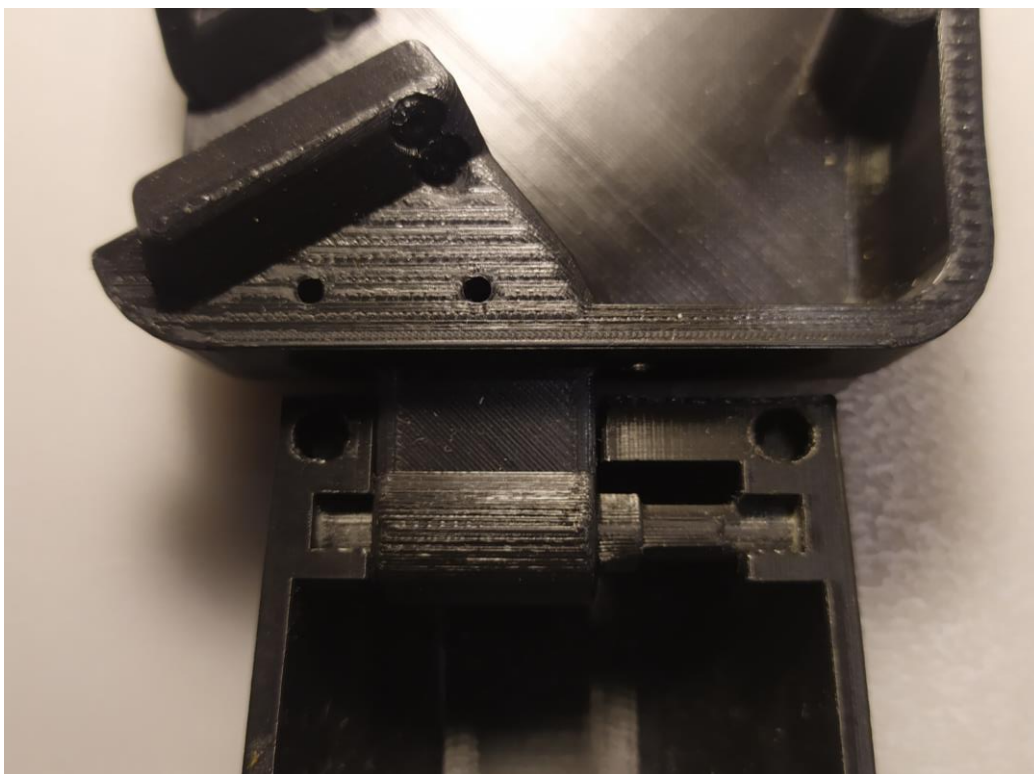


Figura 43: mecanismo de la muñeca del que se puede prescindir



Figura 44: distintas medidas de los ejes



Figura 45: medidas de ejes unificadas

4 ACCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS

El cuerpo humano necesita del corazón para mantenerse con vida, bombeando energía a cada rincón del organismo. Cada máquina que ha creado el ser humano desde los albores de la existencia ha sido dotada también de corazón, y en el caso de nuestra prótesis este es el mecanismo que dota de movimiento.

El conjunto se compondrá de una batería que proporcionará la alimentación requerida para que el brazo pueda funcionar sin necesidad de estar conectado a una fuente externa, unos servomotores que serán los actuadores del sistema, un procesador para dar las órdenes convenientes a los actuadores y los hilos que unen los dedos con los servomotores, a los que llamaremos tendones. Además, deberemos emplear un regulador de tensión para poder alimentar adecuadamente los componentes y que trabajen en el rango de tensiones que soportan.

4.1 Placa ESP32

Esta placa de reducido tamaño cuenta con un microprocesador de doble núcleo de 32-bit, tecnología Wi-Fi, Bluetooth, capacidad para sumirse en modo de suspensión profunda y es ampliamente utilizado. Esto tiene de ventaja que se han desarrollado herramientas para poder programarlo con lenguajes muy conocidos, como por ejemplo con el IDE y la programación de Arduino, abriendo muchas puertas al ser uno de los entornos donde más soporte y código desarrollado hay. Además, se ha escogido esta placa junto a Andrés Martínez Silva para que sea la misma utilizada en su proyecto, trabajo que conlleva el recoger los impulsos musculares para notificar a la prótesis que debe moverse.



Figura 46: placa ESP32

4.2 Servomotores Parallax

Los servomotores son actuadores que se suelen utilizar en la robótica debido a sus propiedades de control de posición, velocidad y aceleración. Esto se puede realizar debido a que incluyen un sensor que detecta la posición del elemento rotatorio a la salida del servomotor. La velocidad se puede obtener derivando la posición respecto al tiempo, y la aceleración a su vez derivando la velocidad obtenida en este proceso respecto al tiempo.

Un servomotor está formado por el motor, un potenciómetro, el circuito de control y el juego de engranajes. El motor tiene anexo un potenciómetro que gira con el eje del servomotor. Como el potenciómetro es una resistencia que varía en función de su posición, así es como se sabe dónde está el eje.

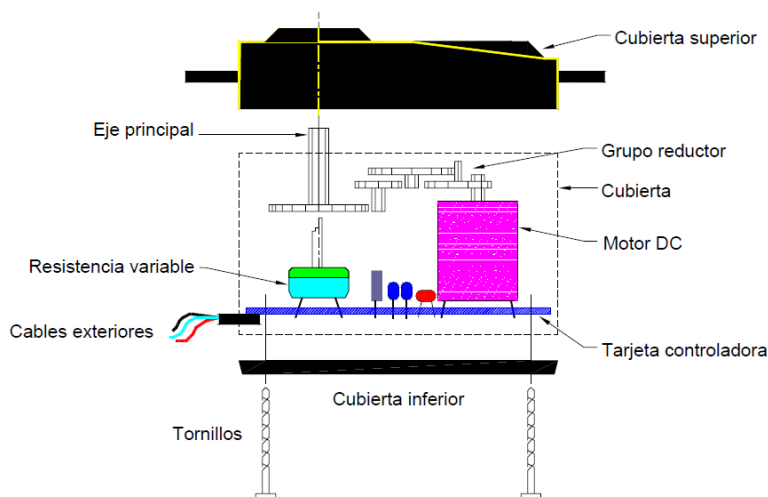


Figura 47: interior de un servomotor

Con esta información el controlador es capaz de mantener el motor en la posición que se le diga, o hacer que gire a una velocidad concreta. El controlador dará las pautas necesarias al motor para que se desplace, transmitiendo este el movimiento al juego de engranajes cuyo cometido es modificar el par y la velocidad a la salida del mecanismo.



Figura 48: servomotor Parallax

La elección de un servomotor u otro nos determinará la fuerza con la que podrá contar nuestro proyecto. Usualmente se suelen contar con servomotores de par reducido en los trabajos de electrónica, pero para este se han escogido unos servomotores de la marca Parallax que son empleados en proyectos de robótica debido a su relación tamaño/par.

4.3 Cables de accionamiento

Como hilos para operar los dedos se ha escogido el material Nylon, ya que posee buena resistencia. Es un polímero que forma parte de la familia de las poliamidas (como la seda, en la naturaleza) que puede aguantar de manera correcta sin deformarse al sufrir esfuerzos y que posee resistencia al desgaste.

4.4 Batería LiPo

Cuando se está construyendo un aparato que va a ir anexo a una persona a lo largo de su día a día es importante dotarlo de autonomía. Para ello es importante la elección de la alimentación: se colocará una batería en el interior del antebrazo.

Se usará una batería LiPo, llamada así por funcionar a base de Litio y Polímero. Este tipo de baterías son recargables y pueden dar energía durante bastantes horas en relación a su tamaño, por lo que se suelen emplear en proyectos de aeromodelismo.



Figura 49: batería LiPo

Hay que tomar precauciones a la hora de operar con ellas. Estas baterías están compuestas por celdas y se pueden encontrar clasificadas como 1S, 2S, 3S... En función de las celdas que contengan (la S aparece haciendo referencia a que las celdas están en serie) se tendrá un voltaje u otro, dando cada celda alrededor de 3.7 V. Es importante tener cuidado con el voltaje de estas pilas, ya que si se carga por encima de 4.2 V puede prenderse fuego. Tampoco se debe bajar por debajo de 3.5 V, ya que puede dañar la batería.

Por esto que se ha mencionado se usan unas bolsas especiales para tener la batería dentro durante el proceso de carga. Estas bolsas son ignífugas y a prueba de explosiones por lo que es altamente recomendable tenerlas cuando se está operando con este tipo de baterías.



Figura 50: bolsa de seguridad para baterías LiPo

Nuestra batería es de 2S, lo que implica que tiene 7.4 V (dos veces 3.7 V). También es de 1800 mAh, lo que se traduce en que puede proporcionar 1800 mA en una hora antes de descargarse, o 900 mA en dos horas, y así proporcionalmente.

4.5 Regulador de tensión

Ya que la alimentación da 7,4 V a la salida y los componentes, y como tanto la placa como los servomotores van a ser alimentados a 5 V, necesitamos construir un circuito que baje la tensión hasta la requerida. Esto se puede conseguir construyendo un circuito que regule la tensión con los siguientes componentes:

- Un regulador de voltaje LM7805
- Un transistor TIP41
- Un condensador de 1000uF
- Un condensador de 100uF
- Una resistencia de 330Ω
- Un LED para observar cuándo está en funcionamiento el sistema

El esquema del circuito es el siguiente:

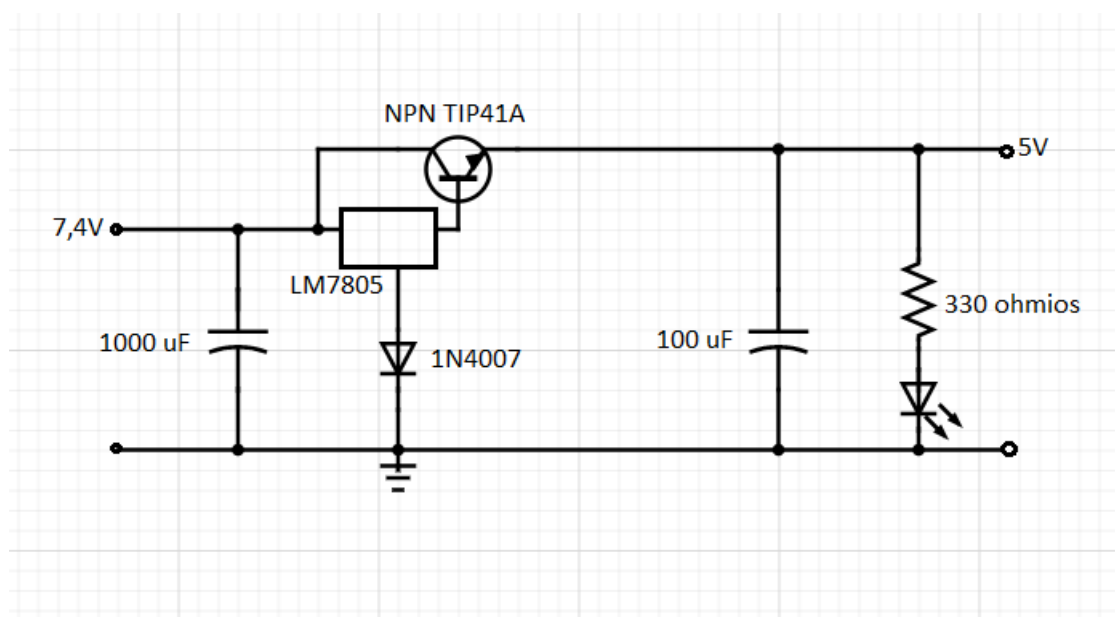


Figura 51: esquema del regulador de tensión

4.6 Programación

Dado que la placa ESP32 se puede programar con Arduino si nos bajamos los archivos necesarios, esto simplifica bastante la programación. Ya que realmente lo que hay que hacer es hacer que los servos giren una pequeña porción, se puede pensar que basta con usar la librería Servo.h. Sin embargo, esta librería no es compatible con la ESP32, obteniendo el error si intentamos subir nuestro código a la placa:

"This library only supports boards with an AVR, SAM, SAMD, NRF52 or STM32F4 processor"

En GitHub podemos encontrar una librería llamada ESP32Servo.h que cuenta con la misma sintaxis que la propia de Arduino pero siendo compatible con la placa ESP32. Solo deberemos descargarla desde la consola de Arduino.

Se realiza un código que va alternando entre los distintos tipos de movimientos posibles a modo de demostración, y otro que permite mover los dedos en función del agarre que se haya seleccionado. Ambos códigos se encuentran en el Apéndice A.

4.7 Diseño interior de la palma

Una vez que se añadieron los hilos de nylon a la prótesis, se notó que al tirar de ellos los dedos no se movían como se pretendía: al ser un movimiento hacia debajo de las falanges, con la misma dirección que la línea del dedo, se bloqueaba el mecanismo.

Esto se puede arreglar si añadimos una pequeña diferencia de altura para que los hilos no tiren solo con una componente de dirección contenida en el plano de los dedos estirados. Para ello se ha diseñado la siguiente pieza, que soluciona el problema. Es conveniente aclarar que esto no aporta una mayor fuerza de agarre al dedo, simplemente se consigue que el recorrido de este llegue más allá, como se pretendía al diseñarlo.

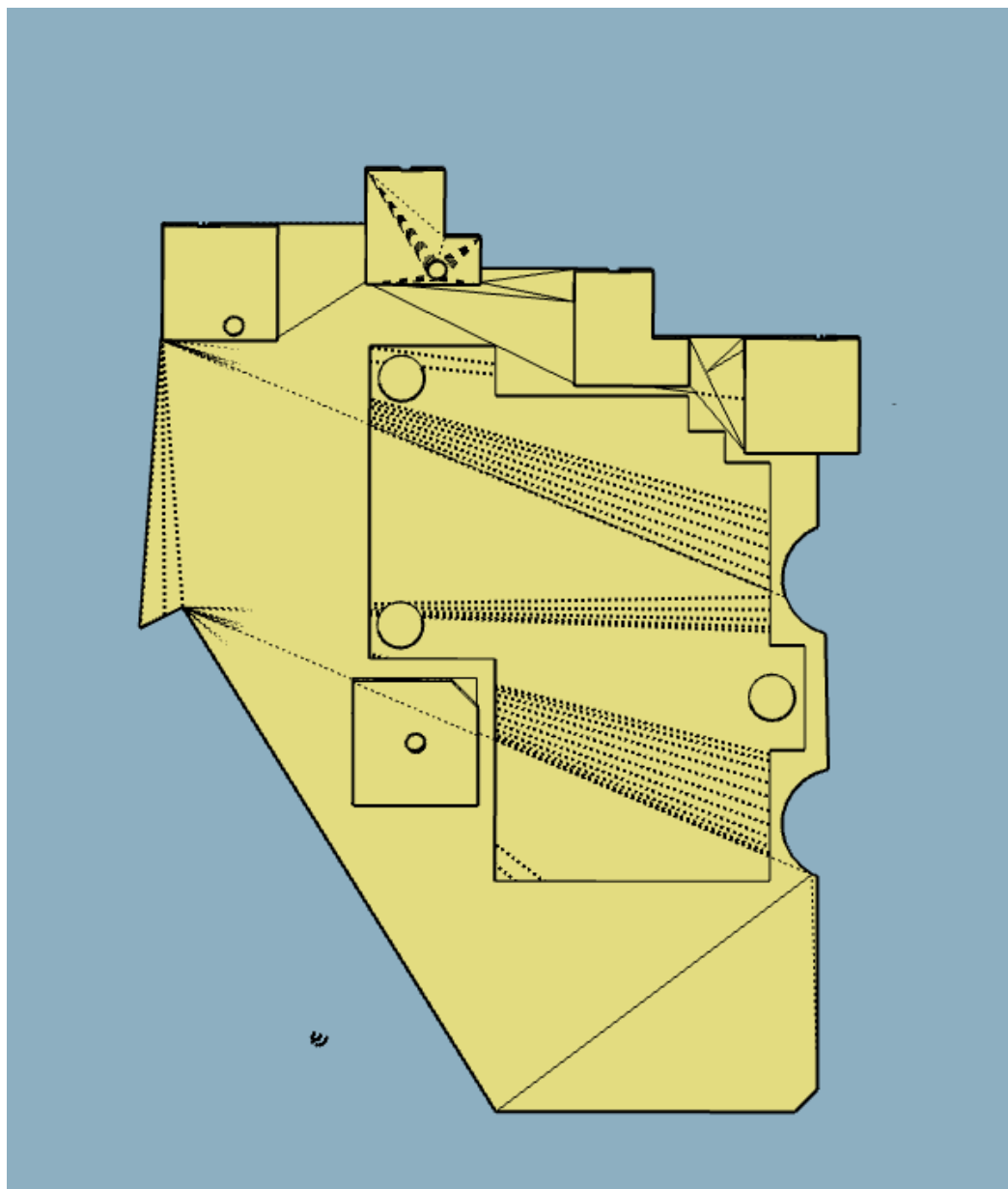


Figura 52: pieza añadida al interior de la palma

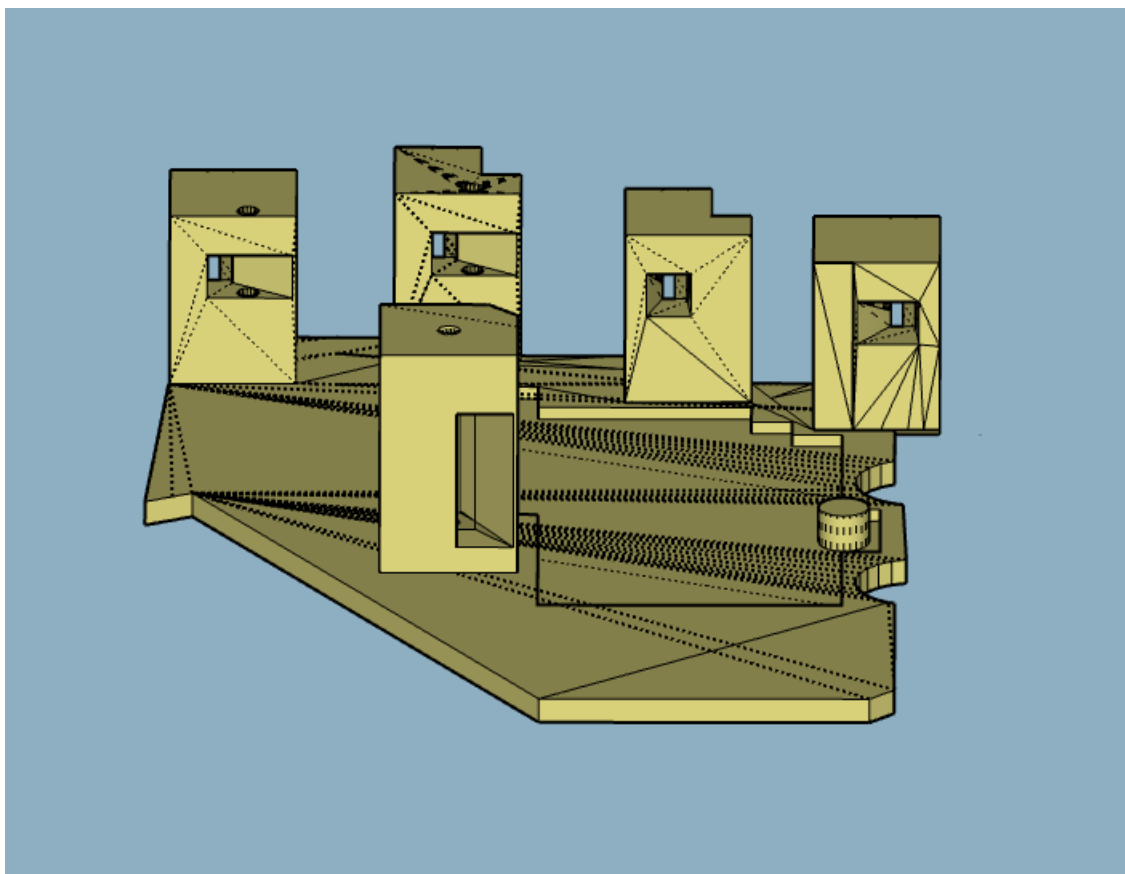


Figura 53: vista inferior de la pieza

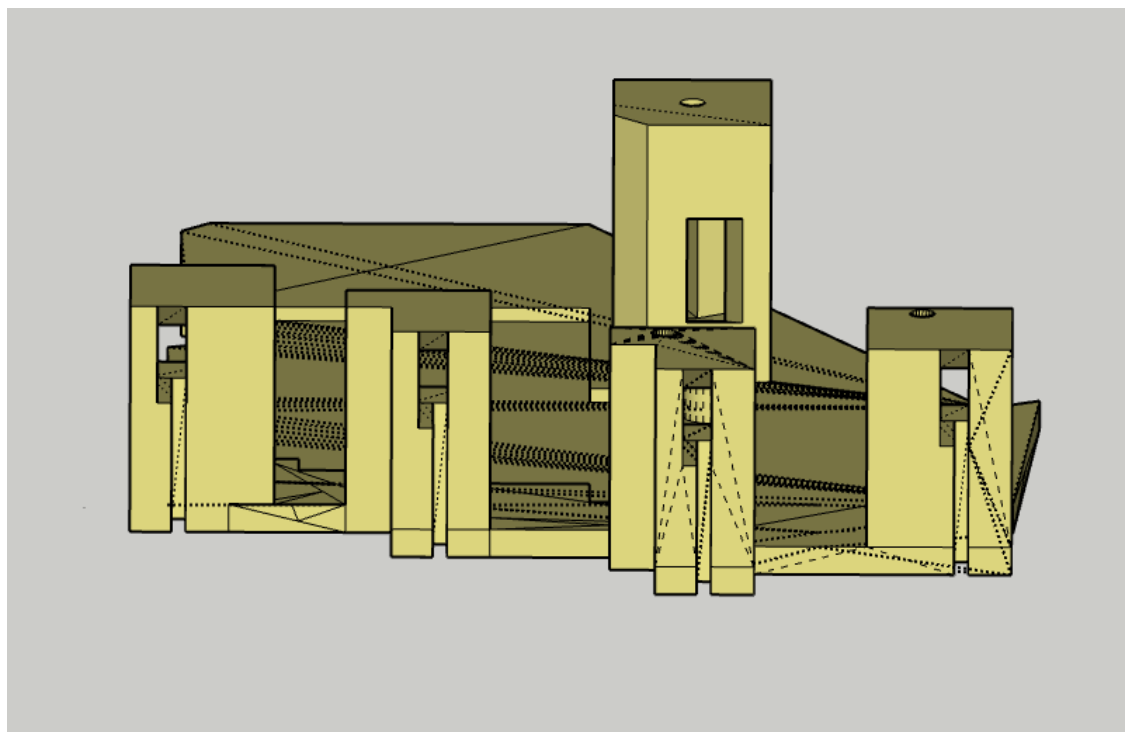


Figura 54: vista superior de la pieza

5 RESULTADO FINAL

5.1. Prótesis montada

A continuación, se muestran imágenes del resultado final. Como se puede observar, finalmente el acabado ha sido bastante bueno, pudiendo solventar las dificultades encontradas y acabando con una prótesis de mano totalmente funcional.



Figura 55: prótesis de brazo



Figura 56: agarre con el pulgar e índice



Figura 57: agarre con todos los dedos

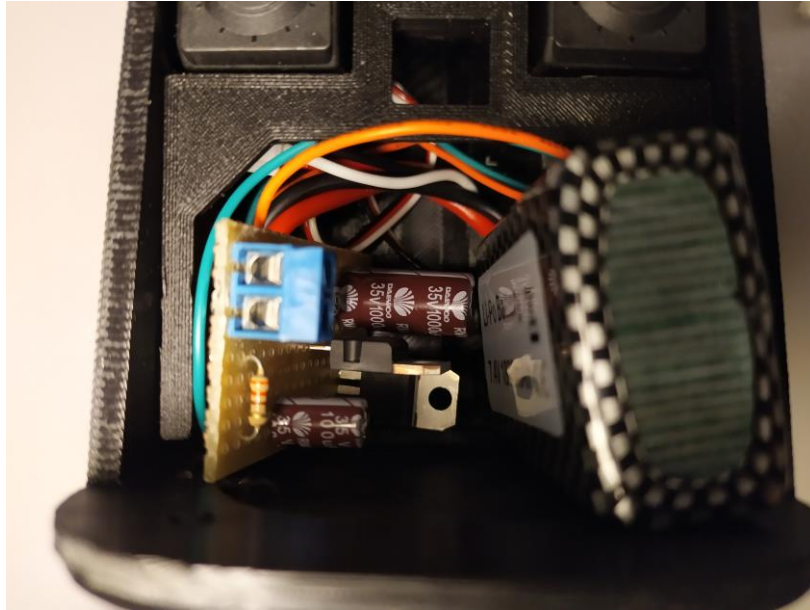


Figura 58: batería y regulador de tensión

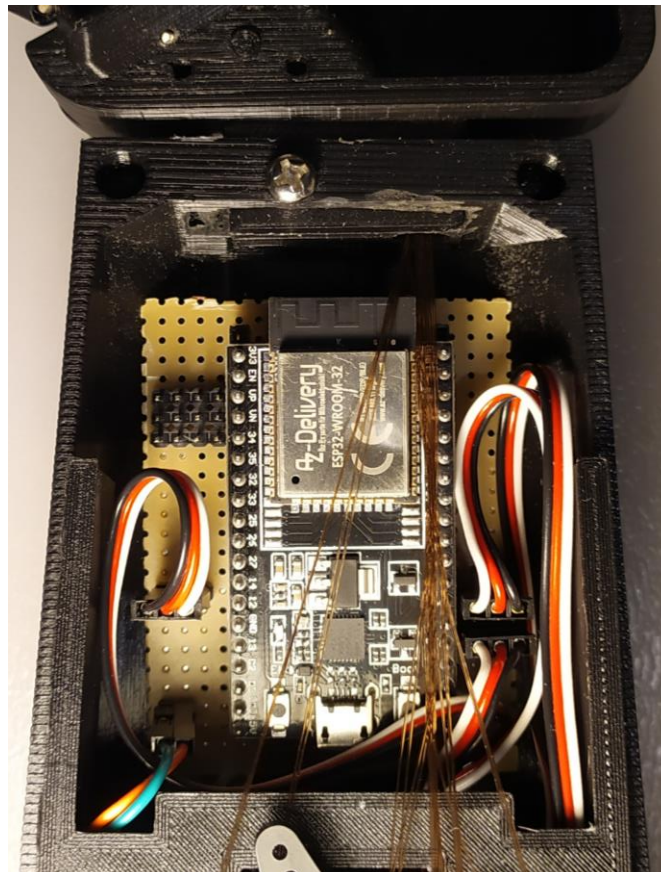


Figura 59: conexionado para la placa

5.2. Capacidad de la prótesis

Es normal preguntarse por el alcance de esta prótesis una vez construida. ¿Qué puede hacer? ¿Qué objetos puede sostener? ¿Qué acciones puede realizar? Esto se responderá en este apartado.

Aunque la prótesis tiene cinco grados de libertad (ya que los movimientos de las falanges de cada dedo no son independientes entre sí, están condicionadas entre ellas debido al diseño de la prótesis) realmente solo controlamos tres, ya que el movimiento de los dedos corazón, anular y meñique se ha unido pues en muy raras ocasiones se va a querer mover estos tres dedos de manera independiente, o al menos en aplicaciones prácticas. De esta manera, el tercer servomotor moverá estos dedos a la vez.

El recorrido de los dedos fue una de las primeras cosas que hubo que solucionar. Tras las mejoras el recorrido de los dedos en grados es el siguiente:

Tabla 8: rango de movimiento de los dedos

Dedo	Rango
Pulgar	130°
Índice	120°
Corazón	120°
Anular	110°
Meñique	115°

Por otra parte, respecto a los movimientos que puede hacer ya hemos visto que puede realizar agarre con el pulgar y el índice, y agarre con todos los dedos superiores, con opción a usar también el pulgar para dotar de mayor estabilidad al agarre. De esta manera se pueden sostener objetos ligeros entre el pulgar y el índice, evitando que se escurran gracias a la acción de las yemas de Filaflex. Sin embargo, si con ese objeto se intenta hacer fuerza contra alguna superficie este se desplazará, por lo que no se podría usar la prótesis para coger una aguja y coser, por ejemplo. Objetos cilíndricos pueden ser agarrados usando los cinco dedos, siempre que no sean muy pesados o se corre el riesgo de que se dañen las piezas. Se ha comprobado que mientras se tienen estos objetos en la garra no se puede mover demasiado la prótesis en el espacio, ya que el cambio de peso de una dirección a otra puede hacer que los dedos se abran haciendo que el objeto se caiga de la mano.

Además, la simple acción dactilar de la mano se puede discutir: si el usuario quisiera usar el teclado de un ordenador podría hacerlo pulsado las teclas con el dedo índice extendido y el resto flexionados, aunque no podría usar de la misma manera una pantalla táctil ya que el plástico del que está compuesto la prótesis no permite deformar el campo electrostático de la pantalla que hace que esta determine las coordenadas en las que está siendo pulsada.

Por último, el mantener la palma hacia arriba con los dedos extendidos de tal manera que soporte un objeto encima se puede realizar, pero hay que tener cuidado con el peso de nuevo: un peso excesivo podría romper la muñeca, que sin duda es un punto donde se pueden alcanzar las tensiones máximas cuando se coloca algo en la mano debido a su estructura más fina que el resto del brazo, tal y como pasa con un brazo humano de verdad.

6 ADQUISICIÓN DE SEÑALES

Se puede dotar de mucha más profundidad a una prótesis si, además de ser capaz de mantenerse en una posición determinada y adoptar otras, hace esto de acorde a las órdenes del portador o de la portadora. Para conseguirlo se debe tener alguna manera de medir los movimientos que se están intentando realizar, y esto se hace mediante el uso de sensores.

En concreto se comprueba el funcionamiento de los músculos del antebrazo, que como se vió en el análisis del brazo humano son los que están asociados al movimiento de los dedos de la mano. Se colocarán sensores encima de ellos, siendo común trabajar con sensores electromiográficos. Se discutirá su funcionamiento y también el de los sensores de fuerza, que también se pueden emplear para este cometido.

Finalmente se hablará sobre la adición del trabajo de Andrés Martínez Silva en su trabajo de fin de grado, que se basa en identificar agarres mediante distintas técnicas, para así poder colocar sensores de fuerza en un brazo humano, detectar el agarre que se está ejerciendo y enviar la orden de imitar ese agarre a la prótesis.

6.1. Sensor electromiográfico

La electromiografía busca obtener la actividad eléctrica que producen los músculos del esqueleto.[16] La actividad se conoce como electromiograma y se abrevia como EMG.

A partir de la colocación de un electrodo (que no es más que una pieza de metal conductivo) en la superficie de la piel, y cuando el impulso nervioso que viaja desde la neurona hasta el músculo llegue a su destino y active las fibras del músculo, esa corriente eléctrica será recogido por el electrodo y procesado por un amplificador para su correcta visualización a la salida del sensor.



Figura 60: sensor electromiográfico

Algo muy importante cuando se están tomando medidas de cualquier tipo, y es aplicable también para el EMG, es evitar que haya aliasing en los resultados. El aliasing es un fenómeno que ocurre al muestrear una señal, y se

traduce en que los datos obtenidos no son coherentes con la señal original. Por hacer una analogía, esto pasa también en nuestro cerebro cuando estamos observando la llanta de un coche girar: llegará una velocidad dada del automóvil (que tiene asociada una frecuencia) con la que nuestro cerebro observará que la llanta aparentemente está girando en dirección contraria a la que debería. Esto es porque al reconstruir la secuencia captada por nuestros ojos se malinterpreta la información recogida, creyendo que se mueve en oposición. Lo mismo pasa si una cámara tiene la misma tasa de refresco que el vuelo de un pájaro: aparentemente estará suspendido en el aire sin emplear las alas.

Para evitar el aliasing simplemente hay que respetar el Teorema de Nyquist, que nos dice que se debe samplear a una frecuencia que sea al menos el doble que el ancho de banda del sistema que estamos observando para poder reconstruir fielmente la señal. Como para el EMG el ancho de banda está entre 10 y 500 Hz tras ser amplificado, deberíamos samplear al menos a 1000Hz. [17]

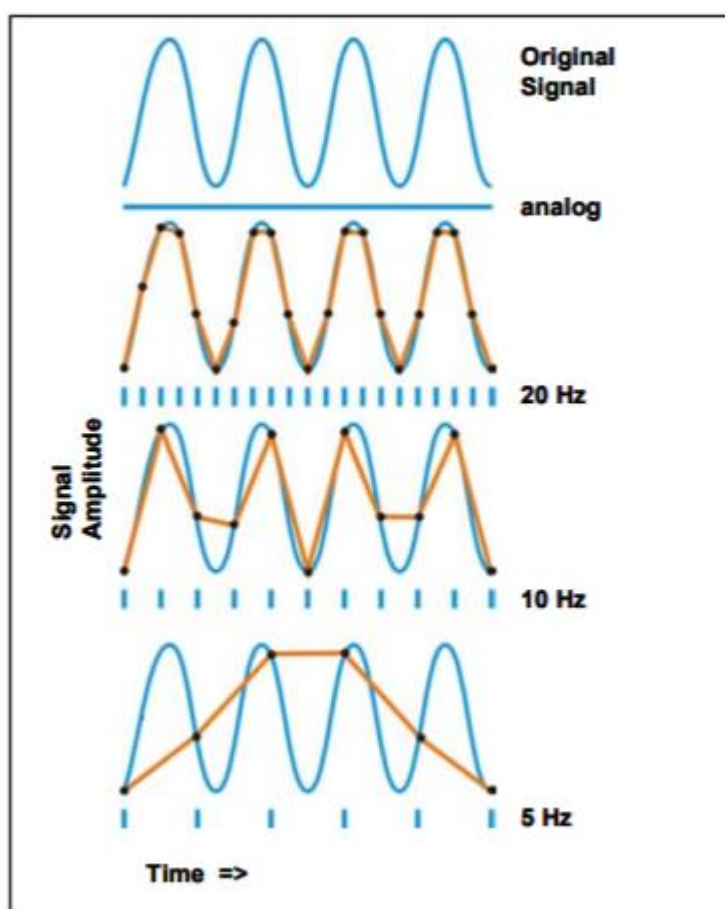


Figura 61: aliasing al tomar muestras de una señal[17]

El sensor electromiográfico EMG click se puede conectar a 5V por lo que puede ser alimentada por nuestro sistema. Tiene el siguiente esquema de procesamiento:

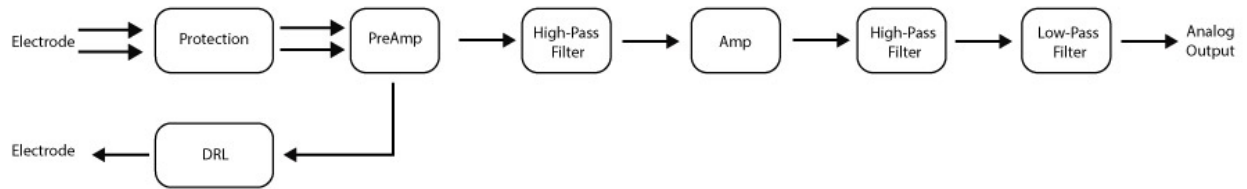


Figura 62: esquema del sensor EMG Click [18]



Figura 63: sensor EMG Click

6.2. Sensor de fuerza resistivo

Los sensores de fuerza resistivos obtienen la medida al presentar una resistencia que decrece proporcionalmente al aumentar la fuerza normal aplicada sobre el sensor. Se construyen uniendo una lámina de un polímero semiconductor y otra lámina de un polímero con un patrón de conducción de electrodos. Al estar separados presentan una resistencia alta, pero al juntarse por la presión esta resistencia empieza a decaer.[19]

Un ejemplo de este tipo de sensor es el FSR402. En la siguiente imagen se puede ver el esquema del sensor, dejando patente el principio de funcionamiento explicado anteriormente.

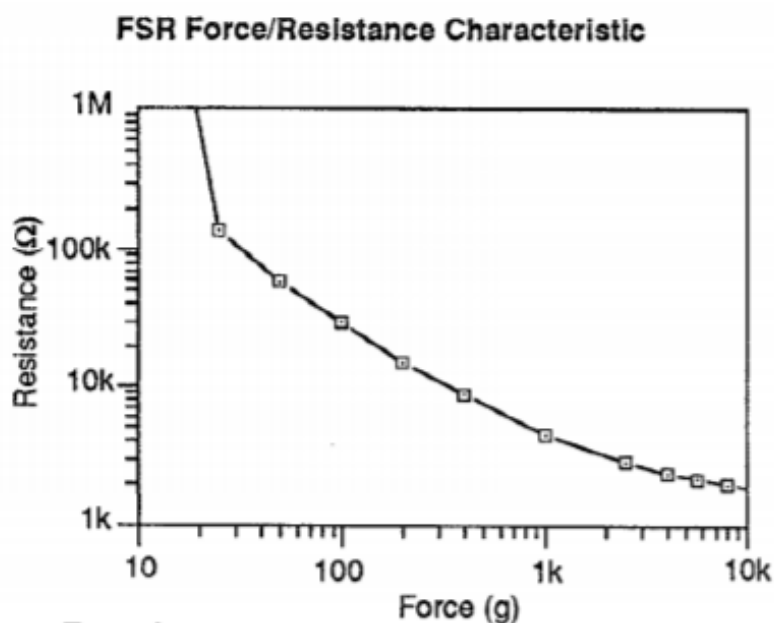


Figura 64: relación fuerza/resistencia [19]

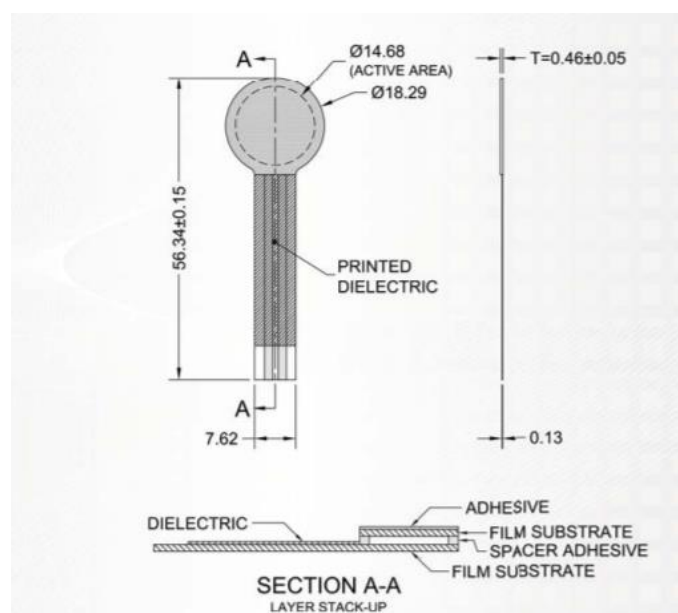


Figura 65: esquema del sensor de fuerza

6.3. Integración de sensores de fuerza al sistema

Para completar el proyecto, se añaden tres sensores de fuerza FSR402 conectados a la placa que irán conectados a la superficie de un antebrazo humano. Estos sensores son parte del equipo desarrollado por Andrés Martínez Silva para su trabajo de fin de grado, "Fundamentos de diseño e interfaz de control FMG de una prótesis de mano basada en la generación de agarres"[6].



Figura 66: pulsera con sensores de fuerza conectados[6]

Cada uno de estos tres sensores enviará una señal de voltaje a la placa en función de la actividad muscular que haya debajo de ellos (la contracción de los músculos causará una variación de la fuerza en la piel donde están colocados los sensores) y la placa procesará esta información de acorde al programa desarrollado para ello por Andrés Martínez Silva[6], asignando un tipo de agarre en función de la combinación de señales mandadas por cada sensor y del rango de estas.

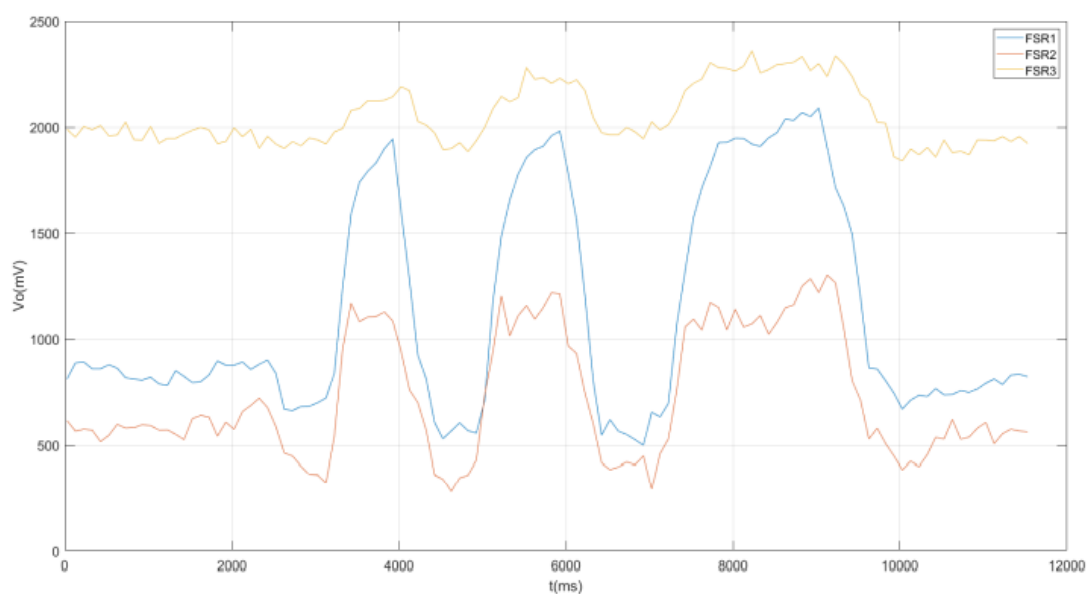


Figura 67: salida de los 3 sensores tras contracciones[6]

Por último, una vez que se tiene el tipo de agarre que se quiere realizar es bastante sencillo mover la prótesis: simplemente tenemos que pasar el tipo de agarre al código realizado en nuestro proyecto, incluido en el Anexo A: código A.1. En función de los dedos que se necesiten mover, se enviarán unas órdenes a los servos

correspondientes. De esta manera nos queda una prótesis funcional que tiene la posibilidad de ser accionada de acorde a lo que un usuario real podría necesitar, moviéndose como el portador pretende.

7 PRESUPUESTO DEL PROYECTO

Tabla 9: presupuesto de la impresión con PLA

	Precio asociado al material (0,02€/g)	Precio asociado a la luz 120 W de consumo hora	Precio total
Falange distal pulgar	0,06€	0,0222706€	0,0822706€
Falange media pulgar	0,06€	0,0197494€	0,0797494€
Falange proximal pulgar	0,06€	0,02101€	0,08101€
Uniones pulgar	0,01€	0,003742€	0,013742€
Falange distal índice	0,04€	0,028909€	0,068909€
Falange media índice	0,04€	0,0138666€	0,0538666€
Falange proximal índice	0,04€	0,0155474€	0,0555474€
Uniones índice	0,01€	0,0029455€	0,0129455€
Falange distal corazón	0,04€	0,0193292€	0,0593292€
Falange media corazón	0,04€	0,0151272€	0,0551272€
Falange proximal corazón	0,04€	0,0159676€	0,0559676€
Uniones corazón	0,01€	0,0029455€	0,0129455€
Falange distal anular	0,04€	0,0193298€	0,0593298€
Falange media anular	0,04€	0,0151272€	0,0551272€
Falange proximal anular	0,04€	0,0159676€	0,0559676€
Uniones anular	0,01€	0,0023842€	0,0123842€
Falange distal meñique	0,04€	0,0251272€	0,0651272€
Falange media meñique	0,04€	0,0142868€	0,0542868€
Falange proximal meñique	0,04€	0,0138666€	0,0538666€
Uniones meñique	0,01€	0,0020438€	0,0120438€
Dorso	1,02€	0,1689204€	1,1889204€
Palma	0,40€	0,08404€	0,48404€
Antebrazo	6,10€	0,46222€	6,56222€

Total del presupuesto del PLA= 9,2347236€

Tabla 10: presupuesto de la impresión con Filaflex

	Precio asociado al material (0,03€/g)	Precio asociado a la luz	Precio total
Yema distal pulgar	0,06€	0,0142868€	0,0742868€
Yema media pulgar	0,03€	0,0096646€	0,0396646€
Yema distal índice	0,02€	0,0050424€	0,0250424€
Yema media índice	0,02€	0,0050424€	0,0250424€
Yema proximal índice	0,01€	0,0037818€	0,0137818€
Yema distal corazón	0,03€	0,0054626€	0,0354626€
Yema media corazón	0,02€	0,0054626€	0,0254626€
Yema proximal corazón	0,01€	0,004202€	0,014202€
Yema distal anular	0,03€	0,0054626€	0,0354626€
Yema media anular	0,02€	0,0054626€	0,0254626€
Yema proximal anular	0,01€	0,004202€	0,014202€
Yema distal meñique	0,03€	0,0058828€	0,0358828€
Yema media meñique	0,02€	0,0046222€	0,0246222€
Yema proximal meñique	0,01€	0,0025212€	0,0125212€
Yema palma	0,27€	0,0411796€	0,3111796€

Total del presupuesto del Filaflex: 0,7122782€

Los datos del precio asociado a la luz se han calculado de la siguiente manera: la impresora 3D consume alrededor de 120W, que son 0,12kW. Multiplicando este dato por las horas que ha necesitado estar funcionando para cada pieza obtenemos los kWh. Por último sólo debemos saber a cuánto se cobra el kWh. Según FACUA, el usuario medio ha pagado 21,01 céntimos por el kWh en Agosto de 2021.[20]

Tabla 11: presupuesto de los componentes

	Cantidad	Precio total
Nylon	150 cm	0,03€
Servomotor Parallax	3	55,65€
Batería LiPo	1	16,50€
ESP32	1	17,99€
PCB	1	0,03€
Condensador 1000uF	1	0,08€
Condensador 100uF	1	0,08€
LED	1	0,05€
Diodo 1N4007	1	0,08€
Resistencia 330 Ω	1	0,02€
LM7805	1	0,15€
Transistor TIP41 NPN	1	0,15€

Total: 90,81€

El precio de la prótesis es, en total, de 100,7570018€.

8 CONCLUSIONES

Con este proyecto se ha profundizado en las bases de traducir un proyecto completamente teórico a su parte experimental. Ha sido la primera vez que trabajo de esta manera durante el grado (ya que otras veces que he tenido que compaginar el diseño y la posterior fabricación de un proyecto, el diseño había sido realizado por mi) y estimo que me ha aportado una visión adicional sobre una parte de lo que me espera en en mi futuro laboral.

Haber tenido que imprimir esta prótesis y haber hecho rediseños y ajustes sobre ella que no estaban planificados señala la naturaleza realista del trabajo, y es que es necesaria una organización de todo el proceso teniendo en cuenta los pequeños inconvenientes que puedan aparecer o nunca se cumplirán los plazos previstos. De esta manera se ha priorizado la organización de las tareas en grupos que pudieran ser ejecutadas en paralelo, conllevando un aprendizaje en el proceso.

En lo referente al mundo de la fabricación de prótesis mioeléctricas, ha quedado claro que no es sencillo y que hacerlo de manera que quede un producto que un usuario pueda llevar en su día a día excede las capacidades de un trabajo de fin de grado como este. El diseño de Alicia Martínez-Pais González es brillante, pero como con cualquier conjunto de piezas medianamente complejo es muy común encontrar adversidades a la hora de fabricarlo, y los dedos de la prótesis tienen un funcionamiento complicado por el mero hecho de componerse cada uno de cinco partes enlazadas. No solo el proceso de diseño de producto debe pasar muchos intentos hasta que tiene el visto bueno definitivo en una empresa, además hay que añadir que el uso de componentes internos, como servomotores, de mayor coste y menor tamaño, puede traducirse en que la prótesis sea más liviana y cómoda de llevar.

Sin duda alguna es muy llamativo como se puede llevar a cabo un proyecto de este tipo, de relativo bajo coste, y obtener una prótesis con movimiento que es capaz de llevar a cabo el procesamiento de los movimientos de los músculos de un antebrazo asociado a los dedos al juntarlo con un sensor de fuerza. No es de extrañar que los grupos de investigación de universidades y hospitales alrededor del globo estén consiguiendo cada vez avances más prodigiosos en lo relativo a reemplazar una extremidad que ya no se tiene, o incluso otra parte del cuerpo, estrechando cada vez más la distancia hasta llegar al punto donde el o la paciente apenas sentirá diferencia con su estado previo. Por esto hay que mirar con esperanza en cuanto a la recuperación y rehabilitación de personas con este tipo de circunstancia, ya que la robótica, la mecánica y la medicina están poniendo su granito de arena para dar pasos de gigante hacia ese futuro del que se ha hablado.

9 FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

Como se ha determinado en las conclusiones, esta prótesis podría mejorarse mucho más disponiendo de tiempo y medios materiales. Por ejemplo, para mejorar de forma sencilla la prótesis se puede empezar trabajando alrededor de la batería. Aunque el tamaño viene condicionado por el voltaje de la batería y no se pueda hacer mucho por esta parte, es posible añadir una mejora en otro aspecto: la prevención de riesgos.

Las baterías LiPo pueden dañarse irreversiblemente si bajan del voltaje mínimo recomendado. Dado que es un componente importante de la prótesis y una gran parte del coste total, hay que proteger la batería adecuadamente y esto se puede conseguir añadiendo un lector de voltaje que avise con un zumbido cuando se ha traspasado el umbral de seguridad de la batería. De esta manera, no habría que estar comprobando continuamente con un aparato externo el voltaje de las celdas, ahorrando también tiempo. Estos medidores son bastante comunes y vienen ya prefabricados.

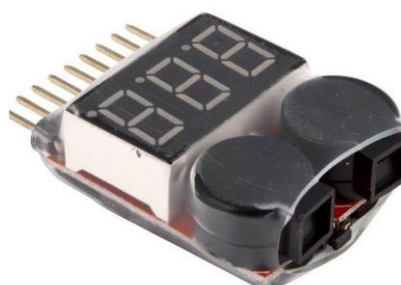


Figura 68: medidor de voltaje para baterías LiPo

Por otra parte, me parece interesante profundizar en añadir feedback de la presión que ejercen los dedos en el agarre. De esta manera se puede diseñar un control en bucle cerrado, siendo la señal a controlar la fuerza que las puntas de los dedos están realizando en cada momento. De esta manera se podrían realizar agarres a objetos de distinta geometría sin miedo a dañarlos y sin necesidad de introducir otro tipo de retroalimentación, como puede ser una visual añadiendo cámaras al conjunto, obteniendo una capa extra de percepción. Este tipo de sensores se usa ya en la industria.[21]

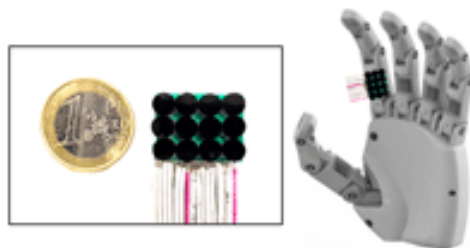


Figura 69: sensores de presión para aplicaciones en prótesis de mano [22]

Por último, también me gustaría explorar en lo relativo a materiales que fuesen compatibles para el uso continuado de la prótesis por el usuario, es decir, que el contacto directo con la prótesis no acabe en alguna reacción cutánea o en otro tipo de dolencia del organismo. Para conseguir esto no solo se debería trabajar con materiales que pasaran los test mecánicos que demostrasen que se puede construir de manera adecuada con ellos, también deben someterse a test de biocompatibilidad como pueden ser de toxicidad del sistema (tolerancia al material), de citotoxicidad (observar si las células del individuo se degeneran al estar en presencia del material) o de contacto con osteoblastos (comprobar que no se altera el funcionamiento de crecimiento/reparación de los huesos debido al material). [23]

REFERENCIAS

- [1] Wikipedia, la enciclopedia libre, “Ingeniería biónica” [En línea]. Disponible en:
https://es.wikipedia.org/wiki/Ingeniería_biónica.
- [2] J. S. Wrobel, J. A. Mayfield y G. E. Reiber, “Geographic variation of lower extremity major amputation in individuals with and without diabetes in the Medicare population” *Diabetes Care*, vol. 2, nº 13, Mayo 2001.
- [3] Gobierno de Argentina, “Niveles de amputación” [En línea] Disponible en:
<https://www.argentina.gob.ar/inareps/guia-atencion-pacientes-amputados/nivel>.
- [4] Z. M. Hawamdeh, Y. S. Othman, y A. I. Ibrahim, “Assesment of anxiety and depression after lower limb amputation in Jordanian patients”, *Neuropsychiatr Dis Treat*, Junio 2008.
- [5] A. Martínez-Pais González, “Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana”, trabajo de fin de máster, Universidad de Sevilla, 2020.
- [6] A. Martínez Silva, “Fundamentos de diseño e interfaz de control FMG de una prótesis de mano basada en la generación de agarres”, trabajo de fin de grado, Universidad de Sevilla, 2021.
- [7] J. Finch, “The ancient origins of prosthetic medicine” *The Lancet*, vol. 377, nº 9765, 12 Febrero 2011.
- [8] K. Norton, “Un breve recorrido por la historia de la prótesis” *inMotion*, vol. 17, nº 7, 2007.
- [9] I. S. Navarro, “Prótesis biónicas, biología y tecnología” *Panorama Actual del Medicamento*, vol.42, nº411, 2018.
- [10] Wikipedia, la enciclopedia libre, “Mano” [En línea]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Mano>.
- [11] C. L. Taylor y R. J. Schwarz, “The Anatomy and Mechanics of the Human Hand”, 1955.
- [12] E. Peña Pitarch, “Virtual Human Hand: Grasping Strategy”, tesis doctoral, Universitat Politècnica de Catalunya, 2007.
- [13] Wikipedia, la enciclopedia libre, “Impresión 3D” [En línea]. Disponible en:
https://es.wikipedia.org/wiki/Impresión_3D.
- [14] “Cosas de Arquitectos” [En línea]. Disponible en:
<https://www.cosasdearquitectos.com/2014/04/impresion-3d-por-compactacion-de-o-solidificacion-de-materiales/>.
- [15] L. Llamas, “Partes de una impresora 3D” [En línea]. Disponible en: <https://www.luisllamas.es/partes-de-una-impresora-3d-fff/>.
- [16] Wikipedia, la enciclopedia libre, “Electromiografía” [En línea]. Disponible en:
<https://es.wikipedia.org/wiki/Electromiografía>.
- [17] P. Konrad, “The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography”, Noraxon INC. USA., Abril 2005.
- [18] MIKROE, “EMG Click” [En línea]. Disponible en: <https://www.mikroe.com/emg-click>.
- [19] S. I. Yaniger, “Force Sensing Resistors: A Review Of The Technology”, *Electro International*, 1991.
- [20] FACUA, “FACUA, Federación de Asociaciones de Consumidores y Usuarios de Andalucía”, [En línea].

Disponible en: «<https://www.facua.org/es/noticia.php?Id=17147>».

- [21] A. M. Almassri *et al.*, “Pressure Sensor: State of the Art, Design, and Application for Robotic Hand”, *Journal of Sensors*, vol. 2015, 2015.
- [22] R. Ramalingame, A. Lakshmanan, F. Müller, U. Thomas y O. Kanoun, “Highly sensitive capacitive pressure sensors for robotic applications based on carbon nanotubes and PDMS polymer nanocomposite”, *Sensors and Measurement Systems*, Febrero 2019.
- [23] M. Petrolati, G. Abbiati, G. Delaria, R. Soffiatti, P. Robotti y C. Guerriero, “A New Prosthesis for the Metacarpophalangeal Joint: Study of materials and biomechanics”, *J Hand Surg Br.*, Febrero 1999.

ÍNDICE DE CÓDIGOS

A.1. Código que ejecuta cada posición en función del agarre

A.2. Código que ejecuta todas las posiciones de manera cíclica a modo de demostración

APÉNDICE A

CÓDIGOS

A.1. Código que ejecuta cada posición en función del agarre

```
#include <ESP32Servo.h> //Añadimos la libreria ESP32Servo.h

Servo servopulgar; //Servo que accionara el dedo pulgar
Servo servoindice; //Servo que accionara el dedo indice
Servo servodedos; //Servo que accionara los dedos corazon, anular y meñique

int tipo_agarre=0;
//0 para dedos sin flexionar
//1 pulgar flexionado
//2 índice flexionado
//3 pulgar e índice flexionados
//4 todos los dedos flexionados
int angulopulgar;
int anguloindice;
int angulodedos;
int pos=0;

void setup() {
  servopulgar.attach(2); //Inicializarnos el pin para el servo del pulgar
  servoindice.attach(4); //Inicializarnos el pin para el servo del indice
  servodedos.attach(12); //Inicializarnos el pin para el servo del corazon,
  anular y meñique
}

void loop() {
  //En funcion del tipo de agarre que se este realizando, se mueven los
  servos de una manera u otra
  switch (tipo_agarre) {
    case 1:
      servoindice.write(0); //Extendemos el indice
      servodedos.write(0); //Extendemos el corazon, anular y meñique
      for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
      {
        servopulgar.write(pos);
        delay(15);
      }
      for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
      {
        servopulgar.write(pos);
        delay(15);
      }
      tipo_agarre=0;
      delay(500);
      break;
    case 2:
      servopulgar.write(0); //Extendemos el indice
      servodedos.write(0); //Extendemos el corazon, anular y meñique
      for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
      {
        servoindice.write(pos);
        delay(15);
      }
  }
}
```

```
    for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
    {
        servoindice.write(pos);
        delay(15);
    }
    tipo_agarre=0;
    delay(500);
    break;
case 3:
    servodedos.write(0);    //Extendemos el corazon, anular y meñique
    for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        delay(15);
    }
    for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        delay(15);
    }
    tipo_agarre=0;
    delay(500);
    break;
case 4:
    for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        servodedos.write(pos);
        delay(15);
    }
    for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        servodedos.write(pos);
        delay(15);
    }
    tipo_agarre=0;
    delay(500);
    break;
default:
    servopulgar.write(0);    //Extendemos el pulgar
    servoindice.write(0);    //Extendemos el indice
    servodedos.write(0);    //Extendemos el corazon, anular y
meñique
    delay(100);
    break;

}

}
```

A.2. Código que ejecuta todas las posiciones de manera cíclica a modo de demostración

```
#include <ESP32Servo.h> //Añadimos la libreria ESP32Servo.h
```

```

Servo servopulgar; //Servo que accionara el dedo pulgar
Servo servoindice; //Servo que accionara el dedo indice
Servo servodedos; //Servo que accionara los dedos corazon, anular y meñique

int tipo_agarre=0;
//0 para dedos sin flexionar
//1 pulgar flexionado
//2 índice flexionado
//3 pulgar e índice flexionados
//4 todos los dedos flexionados
int angulopulgar;
int anguloindice;
int angulodedos;
int pos=0;

void setup() {
    servopulgar.attach(2); //Inicializarnos el pin para el servo del pulgar
    servoindice.attach(4); //Inicializarnos el pin para el servo del indice
    servodedos.attach(12); //Inicializarnos el pin para el servo del corazon,
    anular y meñique
}

void loop() {
    //En funcion del tipo de agarre que se este realizando, se mueven los
    servos de una manera u otra
    switch (tipo_agarre) {
        case 1:
            servoindice.write(0); //Extendemos el indice
            servodedos.write(0); //Extendemos el corazon, anular y meñique
            for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
            {
                servopulgar.write(pos);
                delay(15);
            }
            for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
            {
                servopulgar.write(pos);
                delay(15);
            }
            tipo_agarre++;
            delay(500);
            break;
        case 2:
            servopulgar.write(0); //Extendemos el indice
            servodedos.write(0); //Extendemos el corazon, anular y meñique
            for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
            {
                servoindice.write(pos);
                delay(15);
            }
            for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
            {
                servoindice.write(pos);
                delay(15);
            }
            tipo_agarre++;
            delay(500);
            break;
        case 3:
            servodedos.write(0); //Extendemos el corazon, anular y meñique

```



```
    for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        delay(15);
    }
    for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        delay(15);
    }
    tipo_agarre++;
    delay(500);
    break;
case 4:
    for (pos = 0; pos <= 80; pos += 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        servodedos.write(pos);
        delay(15);
    }
    for (pos = 80; pos >= 0; pos -= 1)
    {
        servopulgar.write(pos);
        servoindice.write(pos);
        servodedos.write(pos);
        delay(15);
    }
    tipo_agarre=0;
    delay(500);
    break;
default:
    servopulgar.write(0);    //Extendemos el pulgar
    servoindice.write(0);    //Extendemos el indice
    servodedos.write(0);     //Extendemos el corazon, anular y meñique
    tipo_agarre++;
    delay(2900);
    break;
}

}
```

